

TRABAJO FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA EN SISTEMAS DE
COMUNICACIONES

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE ANTENAS IMPLANTABLES PARA APLICACIONES MÉDICAS

Beatriz Gómez-Angulo Muñoz

tutorizado por
Eva RAJO IGLESIAS

8 de octubre de 2018



Esta obra se encuentra sujeta a la licencia Creative Commons **Reconocimiento - No Comercial - Sin Obra Derivada**

Resumen

Vivimos en una era en la que la necesidad de comunicación se ha convertido en una prioridad para nuestra sociedad. El objetivo de los últimos avances en comunicaciones consiste en la transmisión de datos a través de comunicaciones inalámbricas. Una de las líneas de investigación que ha cobrado gran importancia son las comunicaciones inalámbricas centradas en el cuerpo, para conseguir transmitir y recibir datos desde el interior del cuerpo humano. Resulta necesario diseñar dispositivos médicos implantables conformados por una antena, capaces de recibir y enviar datos a través de la gran barrera de tejidos de los que se compone el cuerpo humano. Además, estas antenas deben tener un mínimo tamaño para poder ser insertadas dentro del cuerpo, estar cubiertas por materiales bio-compatibles para la protección frente a la radiación, y al mismo tiempo conseguir transmitir con la potencia suficiente para establecer el enlace de comunicaciones.

Cada vez existen más enfermedades y condiciones de salud en las que los dispositivos médicos implantables consiguen que el diagnóstico, monitorización y tratamiento sean más precisos, de mejor calidad y más accesibles. El uso de antenas implantables para aplicaciones médicas resulta un gran avance en el sector de la salud, donde la integración de estos dispositivos con los procesos tradicionales de la medicina han resultado converger en un punto común, desde donde médicos e ingenieros trabajan juntos hacia el futuro para llegar a salvar vidas.

En el presente trabajo se estudian diferentes técnicas para la implementación de estas antenas. Se diseñan cuatro prototipos diferentes, donde las dimensiones totales de las antenas disminuyen según avanza el proyecto, pero se conservan las características radiantes. Para ello, se utilizan técnicas de miniaturización, y se estudian los parámetros relevantes para la transmisión. Uno de estos prototipos es fabricado para la posterior realización de medidas. Finalmente, se evalúan los resultados y se valora la aplicación idónea para cada tipo de antena implantable. Además, se realiza un estudio previo sobre las comunicaciones inalámbricas centradas en el cuerpo y los dispositivos necesarios para la transmisión.

Palabras clave: Antena implantable; dispositivo médico implantable; miniaturización; antena *microstrip*; antena PIFA; aplicaciones biomédicas; bio-telemetría; comunicaciones inalámbricas centradas en el cuerpo.

Agradecimientos

Después de intensos meses de trabajo, me encuentro escribiendo el último apartado de mi trabajo de fin de grado. La sensación de satisfacción y emoción es enorme, pero no podría haber conseguido esto sola.

En primer lugar, agradecer a mi tutora Eva por su gran ayuda, esfuerzo, dedicación y paciencia al guiarme en los momentos complejos. También por su enseñanza en dos asignaturas del grado, que han implantado las bases de este trabajo y despertado un gran interés. Agradecer también a todos los profesores que me han dado clase, ya que sin su ayuda no podría haber adquirido los conocimientos necesarios para optar al título de Ingeniera de Telecomunicación.

A mi familia, especialmente a mis padres, que me han apoyado en todo momento, y me han brindado la oportunidad de estudiar lo que yo he querido. A mis abuelos, que estarían tan orgullosos de verme presentar este trabajo.

A mis amigos de la universidad, que tanto hemos compartido durante estos cuatro años. Les deseo lo mejor. Especial mención a Manu, mucho más que mi compañero de carrera.

A todos vosotros,
gracias.

Bea

Índice general

Resumen	III
Agradecimientos	V
Índice general	VII
Índice de figuras	XI
Índice de tablas	XVII
1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivo del trabajo	2
1.3. Estructura de la memoria	4
2. Estado del arte	6
2.1. Introducción a las antenas implantables	6
2.2. Estudio teórico de las antenas de parche	7
2.3. Características de las antenas implantables	10
2.3.1. Parámetros y requisitos	10
2.3.1.1. Adaptación en frecuencia	10
2.3.1.2. Directividad	10
2.3.1.3. Ganancia y eficiencia	11
2.3.1.4. Tasa de absorción específica	12
2.3.2. Retos principales	13
2.4. Enlace de comunicación	15
2.5. Líneas de trabajo actuales	16
3. Diseño de las antenas implantables	19

3.1. Modelado del cuerpo humano	19
3.1.1. Modelo de una capa: piel	19
3.1.2. Modelo de tres capas: piel, grasa y músculo	20
3.2. Antena <i>microstrip</i> espiral	23
3.3. Antena PIFA espiral	26
3.4. Antena PIFA compacta doble-banda	29
3.5. Antena PIFA multi-capa doble-banda	34
4. Simulación de las antenas implantables	38
4.1. Entorno de simulación	38
4.2. Antena <i>microstrip</i> espiral	39
4.3. Antena PIFA espiral	43
4.4. Antena PIFA compacta doble-banda	46
4.5. Antena PIFA multi-capa doble-banda	51
5. Construcción del prototipo	56
5.1. Fabricación	56
5.1.1. Elección del prototipo	56
5.1.2. Prototipo fabricado	56
5.1.3. Procedimiento y toma de medidas	59
6. Análisis de los resultados obtenidos	62
6.1. Conclusiones finales	62
6.2. Líneas de trabajo futuras	65
Anexos	68
A. Marco regulador	
A.1. Regulación espectro radioeléctrico	
A.2. Estándares técnicos	
A.3. Análisis de la legislación aplicable	
A.4. Cuestiones de propiedad intelectual	
B. Entorno socioeconómico	
B.1. Impacto socioeconómico	
B.2. Planificación y presupuesto del proyecto	
B.2.1. Planificación del proyecto	

B.2.2. Presupuesto del proyecto	
---	--

C. Resumen de contenidos en inglés

C.1. Introduction	
C.2. State of Art	
C.2.1. Introduction to Implantable Antennas	
C.2.2. Patch antennas	
C.2.3. Implantable antennas requirements and challenges	
C.2.4. Communication link	
C.2.5. Recent researches	
C.3. Antenna design	
C.4. Antenna manufacturing	
C.5. Performance evaluation and results	

D. Fabricación de la antena

Bibliografía

Índice de figuras

1.1. Aplicaciones de dispositivos médicos implantables	2
2.1. Antena <i>microstrip</i> [1]	8
2.2. Antena <i>microstrip</i> , vista lateral [1]	8
2.3. Geometrías del parche de las antenas <i>microstrip</i> [1]	8
2.4. Alimentación antena de parche, línea <i>microstrip</i> [1]	9
2.5. Alimentación antena de parche, cable coaxial [1]	9
2.6. Alimentación antena de parche, acoplamiento por apertura [1]	9
2.7. Alimentación antena de parche, acoplamiento por proximidad [1]	9
2.8. Planar Inverted F Antenna [2]	9
2.9. Diagrama de radiación 3D antena implantable [3]	11
2.10. Localización de un marcapasos implantado en el cuerpo [4]. (1) Marcapasos (2) Electrodo (3) Tejido venoso (4) Corazón	14
2.11. Esquema comunicación telemedicina [5]	15
2.12. Dispositivo comestible para diagnóstico de trastornos intestinales [6]	17
2.13. Micra, el marcapasos más pequeño del mundo [5]	18
3.1. Dimensiones modelo de la piel para la simulación	20
3.2. Localización de la antena en el modelo de la piel para la simulación	20
3.3. Modelo de la piel en perspectiva con antena	20
3.4. Modelo de la piel en perspectiva	20
3.5. Dimensiones modelo de tres capas (piel, grasa y músculo) para la simulación	21
3.6. Localización de la antena en el modelo de tres capas (piel, grasa y músculo) para la simulación	21
3.7. Modelo de tres capas en perspectiva con antena	22
3.8. Modelo de tres capas en perspectiva	22
3.9. Dimensiones antena <i>microstrip</i> espiral, vista frontal	23
3.10. Dimensiones antena <i>microstrip</i> espiral, vista lateral	23

3.11. Antena <i>microstrip</i> espiral sobre sustrato inferior	24
3.12. Antena <i>microstrip</i> espiral perspectiva I	24
3.13. Antena <i>microstrip</i> espiral perspectiva II	24
3.14. Alimentación antena <i>microstrip</i> , vista frontal	25
3.15. Alimentación antena <i>microstrip</i> , vista lateral	25
3.16. Detalle puerto de alimentación en estructura, antena <i>microstrip</i>	25
3.17. Antena PIFA espiral, vista frontal	26
3.18. Antena PIFA espiral, vista lateral	26
3.19. Antena PIFA espiral sobre sustrato inferior	27
3.20. Antena PIFA espiral, perspectiva I	27
3.21. Antena PIFA espiral, perspectiva II	27
3.22. Alimentación antena PIFA, vista frontal	27
3.23. Alimentación antena PIFA, vista lateral	27
3.24. Detalle puerto de alimentación en estructura, antena PIFA espiral	28
3.25. Pin cortocircuito y plano de masa de la antena PIFA, vista frontal	28
3.26. Pin cortocircuito y plano de masa de la antena PIFA, vista lateral	28
3.27. Detalle puerto de alimentación en estructura, antena PIFA espiral	28
3.28. Dimensiones antena PIFA compacta doble-banda [7]	29
3.29. Dimensiones antena PIFA compacta doble-banda modelada para la simulación	31
3.30. Detalle antena PIFA compacta doble-banda modelada para la simulación II	31
3.31. Dimensiones antena PIFA compacta doble-banda, estructura	32
3.32. Antena PIFA compacta doble-banda sobre sustrato inferior	32
3.33. Antena PIFA compacta doble-banda, perspectiva I	32
3.34. Antena PIFA compacta doble-banda, perspectiva II	32
3.35. Alimentación antena PIFA compacta doble-banda, vista frontal	33
3.36. Alimentación antena PIFA compacta doble-banda, vista lateral	33
3.37. Detalle puerto de alimentación en estructura, antena PIFA compacta doble-banda	33
3.38. Pin cortocircuito y plano de masa de la antena PIFA compacta doble-banda, vista frontal	33
3.39. Pin cortocircuito y plano de masa de la antena PIFA compacta doble-banda, vista lateral	33
3.40. Detalle Pin cortocircuito en estructura, antena PIFA compacta doble-banda	33
3.41. Estructura piramidal de los sustratos que conforman la antena PIFA multi-capa doble-banda [8]	34

3.42. Dimensiones detalladas de la antena PIFA multi-capas doble-banda [8] . . .	35
3.43. Diseño antena PIFA multi-capas	36
3.44. Antena PIFA multi-capas, primera capa	36
3.45. Antena PIFA multi-capas, segunda capa	36
3.46. Antena PIFA multi-capas, tercera capa	36
3.47. Antena PIFA multi-capas, cuarta capa	36
3.48. Antena PIFA multi-capas, vista lateral	37
3.49. Antena PIFA multi-capas, vista superior	37
3.50. Antena PIFA multi-capas, perspectiva I	37
3.51. Antena PIFA multi-capas, perspectiva II	37
3.52. Antena PIFA multi-capas, vista alimentación I	37
3.53. Antena PIFA multi-capas, vista alimentación II	37
4.1. Condiciones de contorno para la simulación	38
4.2. Simulación antena <i>microstrip</i> en espiral, piel	39
4.3. Simulación antena <i>microstrip</i> en espiral, modelado de tres capas	39
4.4. Parámetro de reflexión s_{11} , antena <i>microstrip</i> espiral	40
4.5. Directividad antena <i>microstrip</i> , polar, modelo tres capas	40
4.6. Directividad antena <i>microstrip</i> , 3D, modelo tres capas	40
4.7. Directividad antena <i>microstrip</i> , polar, modelo de la piel	41
4.8. Directividad antena <i>microstrip</i> , 3D, modelo de la piel	41
4.9. Ganancia realizada antena <i>microstrip</i> , polar, modelo tres capas	41
4.10. Ganancia realizada antena <i>microstrip</i> , 3D, modelo tres capas	41
4.11. Ganancia realizada antena <i>microstrip</i> , polar, modelo de la piel	41
4.12. Ganancia realizada antena <i>microstrip</i> , 3D, modelo de la piel	41
4.13. Simulación antena PIFA en espiral, piel	43
4.14. Simulación antena PIFA en espiral, modelado de tres capas	43
4.15. Parámetro de reflexión s_{11} , antena PIFA espiral	44
4.16. Directividad antena PIFA, polar, modelo tres capas	44
4.17. Directividad antena PIFA, 3D, modelo tres capas	44
4.18. Directividad antena PIFA, polar, modelo de la piel	44
4.19. Directividad antena PIFA, 3D, modelo de la piel	44
4.20. Ganancia realizada antena PIFA, polar, modelo tres capas	45
4.21. Ganancia realizada antena PIFA, 3D, modelo tres capas	45
4.22. Ganancia realizada antena PIFA, polar, modelo de la piel	45
4.23. Ganancia realizada antena PIFA, 3D, modelo de la piel	45

4.24. Simulación antena PIFA compacta doble-banda	46
4.25. Implementación y dimensiones modelo de la piel para la antena PIFA compacta doble-banda [7]	47
4.26. Parámetro de reflexión s_{11} banda MICS, antena PIFA compacta doble banda	47
4.27. Parámetro de reflexión s_{11} banda ISM, antena PIFA compacta doble banda	48
4.28. Directividad antena PIFA compacta doble-banda , polar, banda MICS . . .	48
4.29. Directividad antena PIFA compacta doble-banda, 3D, banda MICS	48
4.30. Directividad antena PIFA compacta doble-banda, polar, banda ISM	49
4.31. Directividad antena PIFA compacta doble-banda, 3D, banda ISM	49
4.32. Ganancia antena PIFA compacta doble-banda , polar, banda MICS	49
4.33. Ganancia antena PIFA compacta doble-banda, 3D, banda MICS	49
4.34. Ganancia antena PIFA compacta doble-banda, polar, banda ISM	50
4.35. Ganancia antena PIFA compacta doble-banda, 3D, banda ISM	50
4.36. Simulación antena PIFA multi-capa doble-banda	51
4.37. Simulación antena PIFA multi-capa doble-banda en modelo cuerpo humano	51
4.38. Simulación antena PIFA multi-capa doble-banda en modelo cuerpo humano	52
4.39. Parámetro de reflexión s_{11} banda MICS, antena PIFA multi-capa doble banda	52
4.40. Parámetro de reflexión s_{11} banda ISM, antena PIFA multi-capa doble banda	53
4.41. Directividad antena PIFA multi-capa doble-banda , polar, banda MICS . .	53
4.42. Directividad antena PIFA multi-capa doble-banda, 3D, banda MICS	53
4.43. Directividad antena PIFA multi-capa doble-banda , polar, banda ISM . . .	54
4.44. Directividad antena PIFA multi-capa doble-banda, 3D, banda ISM	54
4.45. Ganancia realizada antena PIFA multi-capa, polar, banda MICS	54
4.46. Ganancia realizada antena PIFA multi-capa, 3D, banda MICS	54
4.47. Ganancia realizada antena PIFA multi-capa, polar, banda ISM	55
4.48. Ganancia realizada antena PIFA multi-capa, 3D, banda ISM	55
5.1. Antena fabricada sin superestrato frente a moneda	57
5.2. Antena fabricada sin superestrato	57
5.3. Antena fabricada sin superestrato, perspectiva	58
5.4. Antena fabricada con superestrato	58
5.5. Analizador vectorial de redes	59
5.6. Medición de la antena fabricada	59
5.7. Parámetro s_{11} medido, banda MICS	60
5.8. Parámetro s_{11} medido, banda ISM	60
5.9. Parámetro s_{11} simulado en aire, banda MICS	61

5.10. Parámetro s_{11} simulado en aire, banda ISM	61
6.1. Antena PIFA compacta doble-banda	65
B.1. Diagrama de Gantt para la planificación del proyecto	
C.1. <i>Microstrip</i> patch antenna [1]	
C.2. <i>Microstrip</i> patch antenna, side view [1]	
C.3. Planar Inverted F Antenna [2]	
C.4. Telemedicine communication link	
C.5. <i>Microstrip</i> spiral antenna	
C.6. PIFA spiral antenna	
C.7. Compact dual-banda antenna	
C.8. Multi-layered antenna structure	
C.9. Multi-layered antenna	
C.10. Manufactured antenna	
D.1. Documentación para fabricación, diapositiva 1	
D.2. Documentación para fabricación, diapositiva 2	
D.3. Documentación para fabricación, diapositiva 3	
D.4. Documentación para fabricación, diapositiva 4	
D.5. Documentación para fabricación, diapositiva 5	
D.6. Documentación para fabricación, diapositiva 6	
D.7. Documentación para fabricación, diapositiva 7	
D.8. Documentación para fabricación, diapositiva 8	
D.9. Documentación para fabricación, diapositiva 9	
D.10. Documentación para fabricación, diapositiva 10	
D.11. Documentación para fabricación, diapositiva 11	

Índice de tablas

2.1. Longitudes de onda, aire y piel	13
3.1. Receta para gel simulador del tejido de la piel [9]	19
3.2. Propiedades eléctricas de tejidos biológicos utilizados en el modelo de tres capas [10]	21
3.3. Dimensiones detalladas en milímetros antena PIFA compacta doble-banda [7]	30
3.4. Dimensiones detalladas en milímetros antena PIFA multi-capa doble-banda [8]	35
6.1. Resumen antenas propuestas	63
B.1. Planificación del proyecto	
B.2. Presupuesto del proyecto	
C.1. Compact dual-banda antenna, dimensions in mm	
C.2. Multi-layered antenna dimensions	
C.3. Proposed antennas overview	

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación

Nos encontramos en una época de revolución tecnológica, donde la ciencia y la ingeniería se fusionan creando nuevos conceptos y herramientas que hasta hace unos años resultaban impensables. Encontramos tecnología en los ámbitos cotidianos que hasta día de hoy se consideraban tradicionales. Los sectores profesionales o de industria cuentan con automatizaciones de procesos, nuevos equipos de alta tecnología y el término de transformación digital se trata de una prioridad para pequeñas y grandes empresas.

Las tecnologías inalámbricas se han desarrollado a una velocidad vertiginosa, dotando a las comunicaciones inalámbricas de altas capacidades y nuevas aplicaciones, tales como redes de nueva generación como el 5G o *Internet of Things*. Vehículos autónomos, drones, redes interconectadas de sensores para telemetría o reconocimiento del iris como método de acceso son tecnologías que nacen gracias al avance de las comunicaciones inalámbricas. Una gran industria que ha sido revolucionada por estas nuevas tecnologías es el sector de la salud. Robots que interpretan las emociones del paciente, biopsias líquidas a partir de muestras de sangre o los avances en cirugía robótica son algunos ejemplos de tecnologías emergentes que pretenden revolucionar el sector médico. Se utilizan nuevas máquinas y dispositivos para diagnóstico, intervenciones quirúrgicas o monitorización de las constantes del paciente.

Surge una necesidad de transmisión de datos a través del cuerpo humano, y las investigaciones en comunicaciones inalámbricas se centran en este tipo de enlace. La comunicación se realiza a través de dispositivos implantables que se encuentran dentro del cuerpo humano, que son capaces de transmitir y recibir datos desde otro dispositivo exterior. Desde el primer marcapasos implantado en 1958, numerosas investigaciones han sido llevadas a cabo en las que se estudia cómo aprovechar todas las posibilidades que estas aplicaciones pueden aportar. A día de hoy, se han hecho grandes progresos en el desarrollo de dispositivos para monitorizar el nivel de glucosa para pacientes con diabetes, sensores cerebrales para prevenir y tratar enfermedades neurológicas, o incluso ojos biónicos [11], entre otros. Es de gran importancia que estos dispositivos puedan comunicarse con el exterior del cuerpo del paciente, y transferir los datos recogidos para su monitorización y control. Aquí es

donde los sistemas de comunicaciones inalámbricos toman un papel imprescindible.

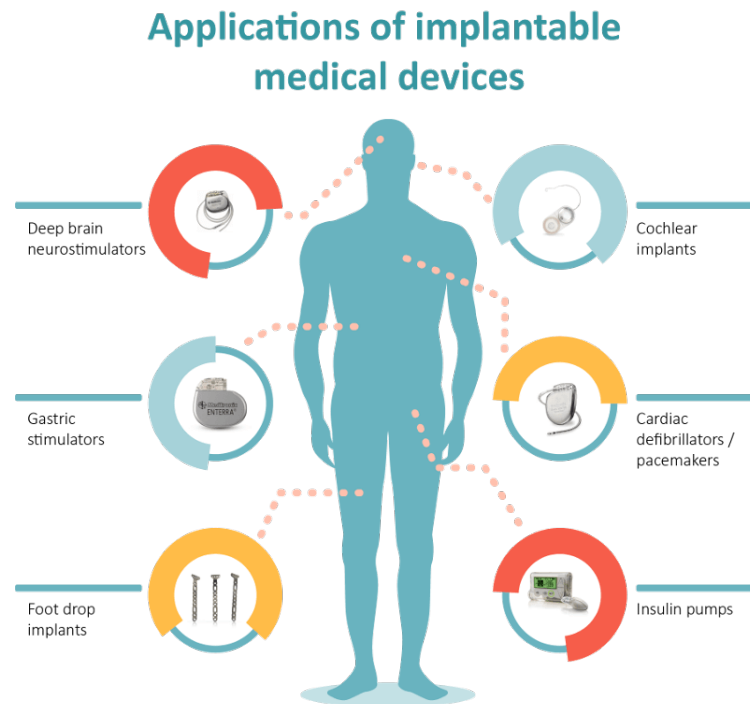


Figura 1.1: Aplicaciones de dispositivos médicos implantables

Las líneas de investigación actuales tienen el objetivo de conseguir que los dispositivos implantables cuenten con mejores prestaciones y que puedan ser utilizados en un mayor abanico de posibilidades. Se trata de un área de las telecomunicaciones en la que existe una gran cantidad de terreno que explorar, donde se aprovecha el auge de las nuevas tecnologías en combinación con los rápidos desarrollos en las comunicaciones. El propósito de centrar las investigaciones en dispositivos implantables para aplicaciones médicas y en redes de comunicaciones inalámbricas centradas en el cuerpo tiene como objetivo conseguir diagnósticos más precisos, mejorar la calidad de vida del paciente y llegar a salvar vidas.

1.2. Objetivo del trabajo

El objetivo del presente trabajo es realizar un estudio sobre las antenas implantables en el cuerpo humano para aplicaciones médicas, tales como diagnóstico y monitorización del paciente. Se presentan cuatro diseños diferentes de antenas y se quiere analizar su comportamiento en el cuerpo humano. Se realizan dos prototipos que trabajan utilizando una banda de frecuencia, y otros dos que son capaces de transmitir en dos bandas frecuenciales de forma simultánea.

Las dos primeras antenas implantables mono-banda presentan un diseño similar. El primer prototipo se implementa utilizando tecnología *microstrip*, y el segundo se trata de una antena PIFA. Utilizando esta última implementación el objetivo es conseguir unas

características radiantes similares, incluso mejorarlas, consiguiendo reducir las dimensiones de la antena. Ya que consisten en dispositivos que van a ser implantados dentro del cuerpo humano, es conveniente conseguir que cuenten con un tamaño lo más pequeño posible, pero conservando una buena adaptación en la banda de frecuencia de trabajo y un nivel de ganancia suficiente para que los datos puedan traspasar la barrera del cuerpo humano.

Se estudian de forma paralela dos antenas implantables doble-banda, ambas utilizando la tecnología *microstrip*. La primera se diseña con una combinación espiral y meandro, consiguiendo compactar la antena para conseguir mejores niveles de adaptación y ganancia, siendo capaz de trabajar en dos bandas de frecuencia. La segunda antena se implementa utilizando un diseño multicapa, con el fin de conseguir un nivel de adaptación mayor a la anterior antena, reduciendo de nuevo las dimensiones del prototipo.

El análisis del comportamiento de las antenas propuestas se estudia mediante una simulación en diferentes modelos del cuerpo humano: en la piel piel y en un modelo de tres capas que está formado por piel, grasa y músculo. De esta forma se consigue conocer qué tipo de aplicación es más conveniente para cada tipo de antena, y en qué parte del cuerpo humano funciona de forma óptima.

Finalmente, se fabrica un prototipo de la antena implantable elegida para realizar medidas sobre su funcionamiento y comprobar la similitud con los resultados obtenidos mediante la simulación, utilizando un entorno similar al cuerpo humano. Así, se consigue una visión real sobre el comportamiento de las antenas implantables en el cuerpo humano, y se comprueba su correcto funcionamiento y su capacidad de transmisión.

De forma adicional, se presenta un estudio previo en el área de los dispositivos médicos implantables, antenas y comunicaciones inalámbricas centradas en el cuerpo. Se recogen los conocimientos previos teóricos y aplicados necesarios para profundizar en el concepto de las antenas implantables, así como una descripción sobre las investigaciones recientes y líneas de trabajo actuales.

Para conseguir llegar a estos objetivos se presentan los siguientes hitos, con el fin de asegurar una planificación ordenada y un correcto flujo de trabajo.

- Realizar un estudio previo sobre los conceptos relacionados a las antenas implantables, que permita asegurar los conocimientos necesarios en la materia. Se estudian características de las antenas implantables, formas de implementación, tipología, enlace de comunicación utilizado para la transmisión y bandas de frecuencia de trabajo.
- Conocer las investigaciones recientes y líneas de trabajo actuales sobre las antenas implantables. Se pretende formar un criterio y un pensamiento analítico que permita razonar qué retos y objetivos resultan interesantes para perseguir en cuanto a características radiantes, miniaturización y biocompatibilidad.
- Diseñar y simular los cuatro prototipos de antenas implantables, en diferentes entornos del cuerpo humano para su posterior análisis.
- Fabricar uno de los prototipos presentados y realizar medidas sobre este, conociendo

de forma real cómo funciona esta antena.

- Evaluar los resultados obtenidos y establecer conclusiones sobre los mismos. Realizar un análisis comparativo entre las antenas.
- Generar un documento profesional y riguroso, que contenga redactado el proceso que se ha seguido para implementar el proyecto, incluyendo imágenes para mejor comprensión.

Se pretende que una vez cumplidos los objetivos establecidos, y mediante la realización del presente trabajo, el alumno que redacta cuente con los conocimientos necesarios y dignos del trabajo que propone y el grado al que opta, además de continuar el desarrollo en el área de las aplicaciones médicas de las telecomunicaciones. Además, este documento tiene como objetivo ser de utilidad para la línea de conocimiento de las antenas implantables.

1.3. Estructura de la memoria

El desarrollo del trabajo implementado se encuentra redactado en la presente memoria. Pretende exponer el contenido de forma organizada para mostrar los pasos seguidos en el desarrollo hasta llegar a la conclusión. Se quiere conseguir una lectura fluida y estructurada, presentando de forma adecuada cada capítulo con los conocimientos necesarios para su comprensión.

El primer capítulo se trata de una introducción, en la que se expone el motivo por el que se ha elegido este trabajo, los objetivos del proyecto y la estructura que sigue la memoria, sección en la que se encuentra el lector. La estructura del trabajo se puede consultar con su correspondiente número de página en el índice de contenidos. A continuación, una breve descripción sobre el contenido de cada capítulo.

- **Estado del arte:** Se recogen las claves teóricas y aplicadas para entender el estudio sobre las antenas implantables. Además de explicar las características y los diferentes tipos de antenas con las que pueden ser implementadas, se exponen los requisitos y objetivos que suponen retos para las líneas de trabajo actuales, así como el progreso de las investigaciones más recientes.
- **Diseño de las antenas implantables:** En este capítulo se muestra el proceso de diseño e de los cuatro diseños de antenas propuestos. Contiene las dimensiones detalladas de cada pieza, características de los materiales y el método de alimentación utilizado. Además, se incluye una sección que ilustra la implementación del modelado electromagnético del cuerpo humano que se utiliza en la simulación.
- **Simulación de las antenas implantables:** Recoge el contenido creado tras realizar la simulación de las antenas. Se explica el entorno de simulación utilizado y las propiedades de radiofrecuencia que se configuran. Se analiza la adaptación en frecuencia y los parámetros relevantes que hacen referencia al comportamiento de las antenas.

- **Construcción del prototipo:** Una vez las antenas han sido simuladas, se escoge un diseño y se fabrica. Se realizan medidas reales sobre sus propiedades y capacidad de transmisión. En este apartado de la memoria se documenta el proceso de construcción, así como las medidas realizadas.
- **Análisis de los resultados obtenidos:** Se realiza un análisis de los resultados obtenidos, así como una comparativa entre las antenas propuestas. Se utilizan los parámetros numéricos y físicos obtenidos, junto al criterio personal que el alumno ha adquirido tras la realización de este trabajo, para valorar el tipo de aplicación ideal para cada antena, así como una valoración cualitativa de qué antena cuenta con mejores prestaciones.
- **Anexo A - Marco regulador:** Se incluyen los contenidos que hacen referencia al marco regulador aplicable a la tecnología de las antenas implantables: análisis de la legislación nacional y europea, estándares técnicos y cuestiones sobre la propiedad intelectual.
- **Anexo B - Entorno socio-económico:** El segundo anexo del proyecto contiene un análisis del impacto en la sociedad que se espera del resultado de la utilización de antenas implantables para aplicaciones médicas, así como el presupuesto y planificación del proyecto.
- **Anexo C - Resumen de contenidos en inglés:** Se incluye una descripción del trabajo en inglés, resumiendo el desarrollo y proporcionando los aspectos claves para la comprensión del proyecto.
- **Anexo D- Fabricación de la antena:** En el último anexo se recoge la documentación que se envió a la Oficina Técnica de la Universidad Carlos III de Madrid para proceder a la fabricación de la antena elegida.
- **Bibliografía:** La última sección de la memoria contiene la bibliografía en la que se apoya el proyecto, citada por orden de aparición en el documento en el formato estándar IEEE.

El contenido previo al primer capítulo de introducción cuenta con la página inicial del proyecto, resumen del mismo, agradecimientos del alumno que desarrolla el trabajo y los índices de contenidos e ilustraciones.

Capítulo 2

Estado del arte

2.1. Introducción a las antenas implantables

En el presente capítulo se recogen las claves para entender el funcionamiento de las antenas implantables, así como el progreso de las investigaciones recientes sobre estas. Se trata de antenas integradas en dispositivos médicos implantables activos (Active Implantable Medical Devices - AIMD), que soportan bandas de radio frecuencia para la transmisión de datos. Se entiende por implantable cuando el dispositivo se encuentra total o parcialmente dentro del cuerpo humano, y ha sido introducido mediante procedimientos quirúrgicos o médicos. Cuentan con un gran número de aplicaciones de diagnóstico, monitorización y seguimiento de la condición del paciente. Surge una necesidad de transmisión de datos desde el interior del cuerpo humano, pues si el dispositivo implantado no es capaz de comunicarse con el exterior, las aplicaciones del mismo se reducen a mínimos. Es importante contar con un enlace de comunicación entre el dispositivo implantado y una estación base fuera del cuerpo humano, ya sea el equipamiento médico, un ordenador o incluso un *smartphone*. Para esta transmisión es necesario incluir una antena en el diseño del dispositivo, que sea capaz de radiar a través de la barrera del cuerpo humano. Aquí es donde surge el problema, y donde se han empezado a centrar las investigaciones sobre los dispositivos médicos implantables activos.

Los dispositivos médicos implantables han sido el foco de investigación en los últimos años en el sector de la bio-medicina. Los grandes retos a los que se enfrentan estos dispositivos son los relacionados con la implementación de las antenas integradas en ellos. Baja eficiencia, dificultad para la adaptación, baja capacidad de transmisión, problemas de bio-compatibilidad y ancho de banda estrecho son las cuestiones principales en las que se centran dichas investigaciones, buscando nuevas metodologías y diseños que consigan resolver estos problemas que presentan las antenas implantables.

La implementación de las antenas implantables para aplicaciones médicas se realiza mediante el diseño de antenas de parche, conocidas también como antenas *microstrip*. En el presente capítulo se describen sus características principales, para entender cómo esta tipología de antena resulta ser la adecuada para diseñar las antenas implantables que se presentan en el este trabajo.

Existen rangos de frecuencia reservados para la transmisión de antenas implantables para aplicaciones médicas. Estos se encuentran dentro del rango de frecuencias de ultra alta frecuencia (conocido como UHF por sus siglas en inglés, Ultra High Frequency).

- MICS (Medical Implant Communications Service), 402-405 MHz.
- ISM (Industrial, Scientific and Medical), 2.4-2.48 GHz.

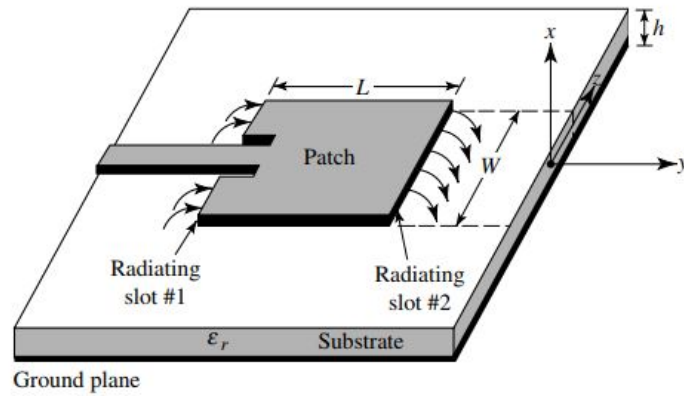
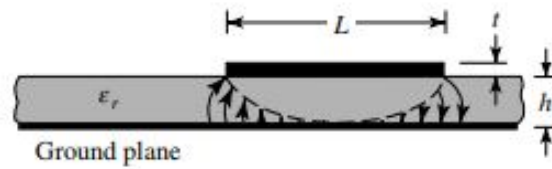
El enlace de comunicación implementado para la transmisión de datos de dispositivos implantables, conlleva grandes retos, ya que es necesario atravesar la barrera del cuerpo humano. Surge una nueva tendencia de investigación y una nueva clasificación para este enlace: comunicaciones inalámbricas centradas en el cuerpo.

A continuación, se describen los conceptos necesarios para comprender los diseños de antenas implantables que se presentan en este trabajo. Se realiza un estudio previo teórico sobre las antenas de parche, desde donde se establecen los requisitos a considerar para la implementación de las antenas implantables, así como un análisis del enlace de comunicación utilizado para la transmisión de datos para estos dispositivos. Adicionalmente, se incluye una descripción sobre las líneas de investigación actuales de las antenas implantables para aplicaciones médicas.

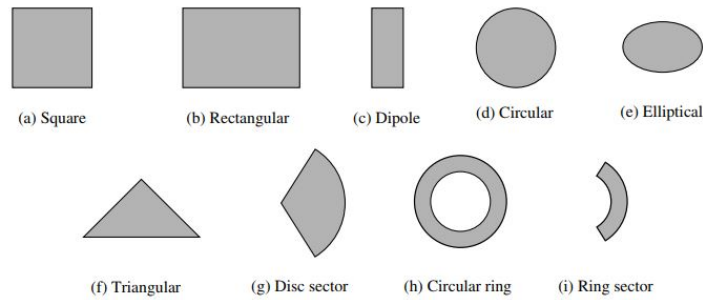
2.2. Estudio teórico de las antenas de parche

Una antena se trata de un dispositivo que transforma energía electromagnética guiada en energía radiada. Consigue que la potencia de la señal sea dirigida a un punto en específico, o a todos los puntos del espacio. La señal consigue viajar en el espacio una distancia determinada, transportando información. Para ello, existen diferentes tipologías de antenas, donde cada una cuenta con aplicaciones específicas según su funcionamiento. En el presente trabajo, se quiere centrar la atención en las antenas de dimensiones pequeñas, en concreto en las antenas de parche, que será la tecnología con la que se implementarán las antenas implantables.

Una antena de parche [1] se trata de un tipo de antena que se compone de una parte radiadora compuesta de metal, un sustrato y un plano de masa inferior. Son utilizadas para la implementación de antenas implantables debido a que, mediante técnicas de miniaturización, se consiguen dimensiones pequeñas y dispositivos de bajo peso. Las antenas de parche, cuando se diseñan de tamaño de media longitud de onda son muy eficientes. Pero cuando se implementan técnicas de miniaturización para reducir las dimensiones, la eficiencia se pierde. Estas antenas presentan diferentes problemas a la hora de su implementación, tales como baja eficiencia, ancho de banda estrecho o dificultad para una correcta adaptación.

Figura 2.1: Antena *microstrip* [1]Figura 2.2: Antena *microstrip*, vista lateral [1]

Para crear la parte radiadora de metal, existen diferentes tipos de geometrías que pueden ser utilizados, y se muestran en la siguiente figura.

Figura 2.3: Geometrías del parche de las antenas *microstrip* [1]

Los sustratos que se utilizan para su implementación tienen una permitividad eléctrica en el rango de $2.2 \leq \epsilon_r \leq 12$. Es preferible utilizar sustratos con valores de permitividad cercanos al límite izquierdo, para garantizar mayor eficiencia. Utilizar sustratos de menor permitividad implica un mayor tamaño del mismo, y en consecuencia, de la antena. Las antenas implantables deben contar con unas dimensiones muy pequeñas, por lo que resulta complicado utilizar sustratos de baja permitividad. Además, para asegurar una mayor compatibilidad con el cuerpo humano, es necesario utilizar sustratos de alta permitividad, que disminuyen la frecuencia de la antena.

Para alimentar las antenas de parche existen diferentes técnicas, las cuales se muestran en las siguiente figuras. Las más utilizadas son mediante línea *microstrip*, cable coaxial, acoplamiento de apertura y acoplamiento por proximidad. Los dos primeros métodos son los más utilizados, ya que son sencillos de implementar y de adaptar. También se pueden utilizar las dos últimas técnicas de alimentación enumeradas previamente -acoplamiento de apertura y acoplamiento por proximidad-, aunque resultan más complejas de modelar.

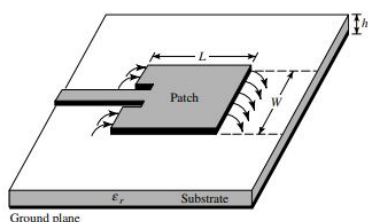


Figura 2.4: Alimentación antena de parche, línea *microstrip* [1]

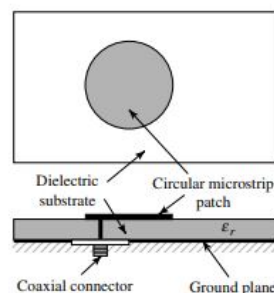


Figura 2.5: Alimentación antena de parche, cable coaxial [1]

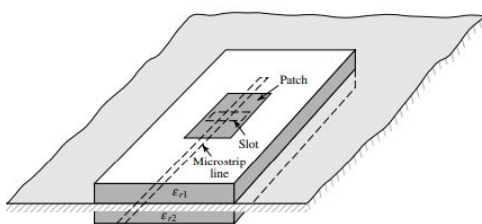


Figura 2.6: Alimentación antena de parche, acoplamiento por apertura [1]

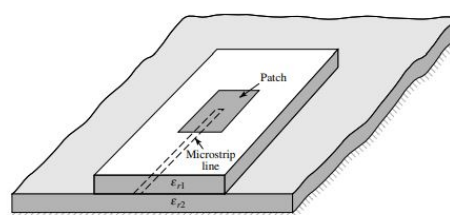


Figura 2.7: Alimentación antena de parche, acoplamiento por proximidad [1]

Existe un tipo de antena de parche que mediante una técnica de miniaturización permite reducir las dimensiones de la antena. Se trata de una antena plana en forma de F invertida, conocida como PIFA por sus siglas en inglés (Planar Inverted-F Antenna). Se muestra su tipología en la siguiente figura.

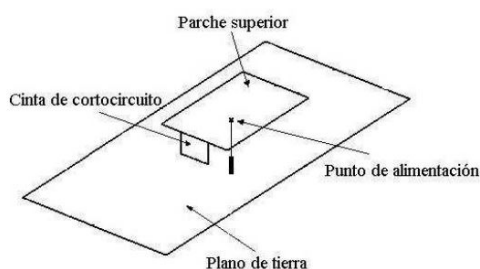


Figura 2.8: Planar Inverted F Antenna [2]

Una antena PIFA está compuesta por los elementos principales de una antena de parche, como son el plano de masa, sustrato y parte metálica radiadora. Se le añade un pin de cortocircuito metálico, que conecta el radiador de la antena con el plano de masa. Se trata de una antena de bajo perfil y con diagrama de radiación omnidireccional. Debido al pin de cortocircuito, la antena resulta resonante en un cuarto de longitud de onda, y es posible reducir las dimensiones de la misma, en comparación con las antenas de parche tradicionales.

2.3. Características de las antenas implantables

Las antenas implantables presentan unos requisitos exigentes, debido a la complejidad del medio en el que van a ser introducidas y al mínimo tamaño de diseño. Presentan una gran cantidad de retos y desafíos en su diseño, que se deben tener en cuenta a la hora de su implementación.

2.3.1. Parámetros y requisitos

2.3.1.1. Adaptación en frecuencia

Debido a las dimensiones milimétricas de este tipo de antenas, resulta complejo ajustar la frecuencia de trabajo deseada. Es importante conseguir que los diseños funcionen correctamente en las bandas de frecuencia en las que se quiere transmitir, en este caso en la banda MICS para las antenas mono-banda y para el caso de las antenas doble-banda en el rango MICS y en el ISM.

Para conseguir que las antenas estén adaptadas, se debe ajustar el parámetro de reflexión, denominado como s_{11} por su origen en microondas. Se quiere conseguir que este tenga un valor en decibelios bajo. Se considera que la adaptación de la antena es adecuada a partir de valores menores a -10 dB. Si este parámetro de reflexión s_{11} cuenta con un valor bajo, significa que la reflexión de la transmisión a la frecuencia es deseada es mínima al cambiar de medio, y se consigue transmitir la señal.

El cambio de medio en el caso de las antenas implantables es desde el interior del cuerpo humano al aire, y se explica con mayor detalle en el apartado de Enlace de comunicación (ver 2.4). Resulta de gran importancia ajustar este parámetro a la banda de frecuencias deseada, para conseguir que cuando la señal atravesase un medio hacia otro, las reflexiones sean mínimas y se transmita la mayor parte de la señal.

2.3.1.2. Directividad

La directividad de una antena es una medida que determina la precisión de apuntamiento de la señal radiada generada por una antena. Se define por la diferencia de intensidad de radiación entre el diagrama de la antena omnidireccional, y el punto más alto del lóbulo principal. Además, está relacionada con el ancho de haz del diagrama de radiación. Cuanto menor sea el ancho de haz, más directiva será la antena.

En el caso de las antenas implantables, no es necesario una gran directividad, ya que se quiere que la señal sea detectada por la estación base fuera del cuerpo. Por lo tanto, se busca un diagrama de radiación omnidireccional, que radia por igual en todas las direcciones.

Sin embargo, resulta interesante que el diagrama de radiación radie fundamentalmente hacia la zona en la que la señal se transmite fuera del cuerpo humano. Es decir, que la antena no radie hacia atrás, ya que esta parte de la señal se adentraría en el cuerpo humano. Si esto ocurre, la señal se pierde debido a la gran cantidad de tejidos que existen dentro del cuerpo humano.

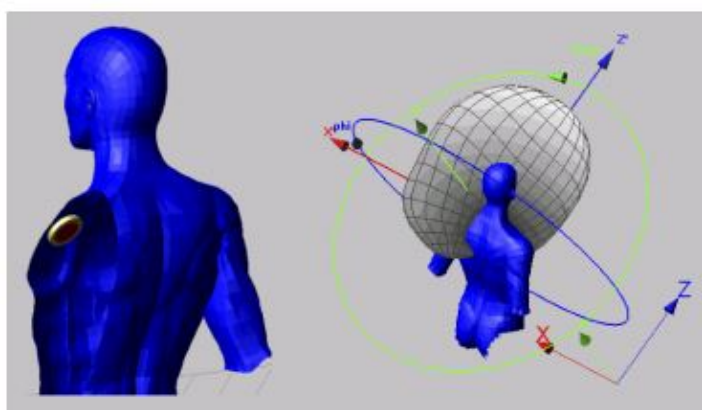


Figura 2.9: Diagrama de radiación 3D antena implantable [3]

Por lo tanto, se busca un diagrama de radiación similar al de la anterior ilustración, donde la señal radie hacia el exterior del cuerpo humano.

2.3.1.3. Ganancia y eficiencia

La ganancia de una antena es de una medida que dicta la cantidad de densidad de potencia que el dispositivo transmite, en comparación con la que radiaría si fuese isotrópica. La eficiencia radiada dicta la relación de potencia que radia la antena, en base a la que recibe. Ambas se encuentran directamente relacionadas entre sí, según la siguiente expresión.

La ganancia de una antena viene dada por

$$G = eD \quad (2.1)$$

donde G es la ganancia de la antena, e la eficiencia radiada y D la directividad.

Para conseguir realizar diseños de antenas implantable, es necesario utilizar técnicas de miniaturización sobre las antenas de parche. Uno de los grandes problemas que presentan este tipo de antenas es la baja eficiencia por la que se caracterizan. Las antenas de parche miniaturizadas se tratan de antenas pequeñas. En este contexto, se refiere al tamaño eléctrico de la antena, determinado por la longitud de onda, que depende de la frecuencia.

Además, el medio en el que son implantadas dificulta la transmisión de potencia. Los valores típicos de eficiencia en la banda MICS son de alrededor del 0.2 %, mientras que para la banda ISM aumentan hasta en dos órdenes de magnitud. Según la regulación de la ITU-R [3], la eficiencia mínima con la que debe contar una antena es de 0.07 %, que en decibelios se traduce en -31.5 dB. Para la banda ISM la mínima eficiencia de una antena implantable es de 0.089 %, -30.5 dB.

2.3.1.4. Tasa de absorción específica

La tasa de absorción específica, comúnmente conocida como SAR por sus siglas en inglés (*Specific Absorption Rate*), mide la potencia máxima que los tejidos vivos del cuerpo humano absorben a partir de la potencia generada por un campo electromagnético. En concreto, en las antenas implantables para aplicaciones médicas, define la potencia que radia la antena que penetra en los tejidos vivos del paciente, tales como piel, músculo o incluso órganos vitales.

Es de vital importancia controlar esta medida, ya que la radiación electromagnética excesiva podría ser nociva para el paciente, lo cual en un dispositivo implantable insertado por razones médicas, resulta contraproducente. La ventaja de las antenas propuestas es que, al ser de dimensiones muy pequeñas, la potencia con la que transmiten en la banda MICS es muy pequeña, por lo que no surge la necesidad de aislarlas, y no supone un problema a la hora de realizar el diseño.

Existe una regulación de la tasa de absorción específica que debe cumplirse a la hora de diseñar antenas implantables. La legislación aplicable al SAR se describe en el Anexo A, Marco Regulador - Análisis de la legislación aplicable (ver A.3), según [12].

2.3.2. Retos principales

Las antenas implantables para aplicaciones médicas presentan diferentes retos a la hora de realizar el diseño de las mismas, para conseguir mínimas reflexiones en la transmisión y que la potencia radiada sea suficiente para que la señal atravesase el cuerpo humano. Una de las causas principales está relacionada con la implementación mediante antenas de parche.

Las antenas de parche entran en la categoría de antenas pequeñas. En este caso, cuando se habla del tamaño de la antena se hace referencia al tamaño eléctrico de la misma. Este se mide por el tamaño en longitud de onda (λ) [m], que viene dada por

$$\lambda = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r} f} \quad (2.2)$$

donde c es la velocidad de la luz ($c_0 = 3 * 10^8$ m/s) y f es la frecuencia, dado que esta expresión es válida para cuando el medio es el aire, con $\epsilon_r = 1$. Para la banda MICS se obtiene que $\lambda_{MICS} = 0.75$ m, y para la banda ISM $\lambda_{ISM} = 0.125$ m. A mayores frecuencias, menor es la longitud de onda. Para el caso de la piel, con $\epsilon_r = 46.7$, se obtienen los siguientes valores $\lambda_{MICS} = 0.1097$ m y $\lambda_{ISM} = 0.01823$ m.

λ	MICS (403.5 MHz)	ISM (2.45 GHz)
Aire	0.75 m	0.125 m
Piel	0.1097 m	0.01823 m

Tabla 2.1: Longitudes de onda, aire y piel

Se observa que el valor de la longitud de onda decrece considerablemente para el caso de prueba en el tejido del cuerpo humano, comparado con el aire. A medida que se aumenta la frecuencia (en la banda ISM), al medir la antena en términos de longitud de onda, el tamaño eléctrico de la antena sea mayor. Sin embargo, en la banda MICS se obtiene un tamaño eléctrico con valores de décimas de λ . Cuanto menor es el tamaño eléctrico de la antena, menor es su eficiencia. Una posible solución a este problema podría ser aumentar la frecuencia en la que trabaja la antena, motivo por el cual se ha empezado a trabajar en la banda de frecuencias ISM. También se podría aumentar las dimensiones de la antena, pero es importante que la antena no sea voluminosa para poder ser insertada dentro del cuerpo siendo lo menos invasiva posible.

Por lo tanto, un gran reto de las antenas implantadas en tejidos del cuerpo humano, que se caracterizan por permitividades eléctricas altas, se trata de conseguir aumentar la eficiencia. Este parámetro es importante, ya que dicta la potencia transmitida de la antena, y condiciona la ganancia de la misma. Existen técnicas de miniaturización y de selección de parámetros óptimos, que se utilizan para conseguir una geometría de la parte radiadora de la antena que consiga que la transmisión se lleve a cabo.

Otro gran reto que presenta problemas a la hora de diseñar antenas implantables se trata del medio en el que son insertadas, el cuerpo humano. Se trata de un medio no

homogéneo, ya que se conforma por una gran cantidad de tejidos, y cada tejido se comporta de diferente forma frente a los rangos de frecuencia. Para facilitar la solución de este problema, las antenas se diseñan para ser insertadas lo más cercano a la superficie que sea posible, idealmente en la piel para considerar sólo un medio. Pero existen casos, como un marcapasos que se quiere que se conecte con un dispositivo en el exterior, donde localizarlo en la piel no es viable, ya que debe estar conectado al corazón del paciente.

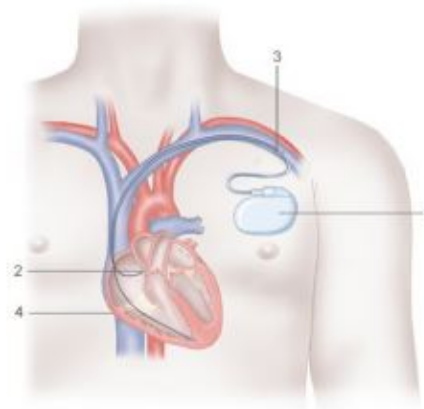


Figura 2.10: Localización de un marcapasos implantado en el cuerpo [4]. (1) Marcapasos (2) Electrodo (3) Tejido venoso (4) Corazón

Los diferentes tejidos que componen el cuerpo humano, debido a que se tratan de buenos conductores, causan pérdidas por propagación a la señal que se transmite. A medida que la señal avanza en un medio con pérdidas, se pierde potencia de la señal. Por esto, se intenta siempre que sea posible localizar la antena en la parte más cercana al siguiente medio, el aire.

Además de las pérdidas por propagación, existen pérdidas por reflexiones. Este enlace de comunicación, y la problemática que causa el cuerpo humano, se detalla en la siguiente sección (ver 2.4). Para solucionar las reflexiones, es necesario que la antena se encuentre perfectamente adaptada a la frecuencia en la que se quiere transmitir.

Por ambos motivos, resulta de gran complejidad atravesar la barrera del cuerpo humano, cuando además la potencia con la que radia la antena se caracteriza por valores muy bajos.

2.4. Enlace de comunicación

El establecimiento de un enlace de comunicación entre el dispositivo implantable es implementado utilizando las comunicaciones inalámbricas. Se ha creado una nueva denominación específica para este tipo de caso, las comunicaciones inalámbricas centradas en el cuerpo [13], [14] (*body-centered wireless communications* - B-CWC, en inglés).

Las comunicaciones inalámbricas se han extendido a una gran variedad de ámbitos, y surgen nuevas clasificaciones. Las redes de área personal, y redes de área corporal (conocidas en inglés como PAN - *Personal Area Network* y BAN - *Body Area Network*) son las clasificaciones en las que entran las B-CWC. Estas se clasifican como [5] :

- **Off-body:** Para comunicaciones desde un dispositivo fuera del cuerpo con un dispositivo que transporta una persona, como una pulsera de actividad física (*weareables*).
- **On-body:** Comunicación establecida entre dos dispositivos que se encuentran en el cuerpo, como entre dos *weareables*.
- **In-body:** Enlace de comunicación entre dos dispositivos implantados dentro del cuerpo humano, así como la transmisión de datos con los sensores médicos de los que se componen. Se trata del enlace de comunicación objeto de este proyecto.

Aunque las comunicaciones *on-body* y las *in-body*, puedan parecer similares, la potencia con la que se transmite en la segunda, debe ser mucho menor. Esto se debe a que al estar dentro del cuerpo humano, una gran cantidad de potencia radiada dentro del cuerpo podría ser perjudicial. En la siguiente figura se muestra un esquema de un paciente con un dispositivo implantado médico, completamente conectado a la red.

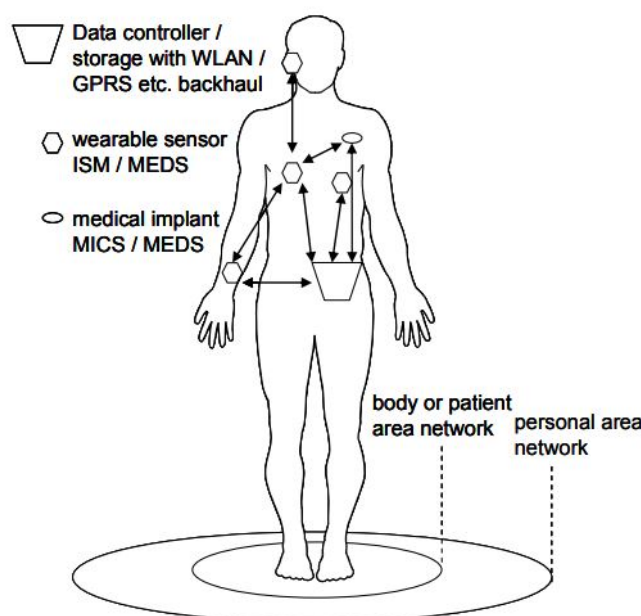


Figura 2.11: Esquema comunicación telemedicina [5]

Para conseguir un enlace de comunicaciones entre el interior del cuerpo humano y el dispositivo exterior, se necesita conseguir una potencia radiada suficiente como para atravesar la barrera del cuerpo humano [15]. Este se encuentra formado por tejidos vivos, los cuales son buenos conductores y dificultan la transmisión de los datos. Los tejidos del cuerpo humano resultan muy complejos de modelar, ya que son tejidos dispersivos, donde la constante dieléctrica ϵ_r depende de la frecuencia. Esto significa que no presentan las mismas características eléctricas para todo el espectro radio-eléctrico, sino que varían según la frecuencia de la señal que se les aplique. Además, el cuerpo humano es un medio no-homogéneo, ya que se compone de diferentes tejidos con diferentes características eléctricas. Para las frecuencias reservadas para aplicaciones médicas, cuentan con una permitividad eléctrica muy elevada, por lo que dificulta la transmisión de la señal.

Cuando se produce el cambio de medio, desde el cuerpo humano al aire, surgen diferentes problemas. Los tejidos del cuerpo humano, cuentan una permitividad eléctrica muy alta para las bandas de frecuencia ISM (403.5 MHz) y MICS (2.45 GHz). Si la señal consigue atravesar la barrera del cuerpo humano y sale al exterior, se encuentra con el medio del aire, con permitividad eléctrica de valor unidad. Nótese que este valor de permitividad es el más bajo que se puede encontrar. Cuando una onda electromagnética traspasa de un medio a otro con una permitividad diferente, se producen reflexiones. Estas reflexiones se acentúan cuanto más diferencia existe entre ambas permitividades. Para solucionar este problema, se debe diseñar un tipo de antena que consiga que las reflexiones en las bandas de frecuencia deseadas sean mínimas. Este proceso se denomina adaptación de una antena (ver 2.3.1.1), y viene determinado por el parámetro de reflexión s_{11} . Por este motivo resulta necesario que este parámetro, representado en decibelios, tenga un valor de al menos -10 dB para garantizar el correcto funcionamiento de la antena.

2.5. Líneas de trabajo actuales

En los últimos años se han hecho grandes avances en el área de comunicaciones inalámbricas centradas en el cuerpo y de las antenas implantables para aplicaciones médicas. Estas investigaciones, tienen como objeto poner soluciones a los retos expuestos previamente. Se recoge una breve descripción, comentando investigaciones relevantes a objetos de este trabajo, y que resultan interesantes.

En este trabajo, se presentan diseños de antenas implementados mediante antenas de parche. Recientes investigaciones [14] [4] proponen el uso de antenas de lazo, para intentar mejorar las prestaciones de las antenas de parche. Las antenas de lazo [1] (o bobinas cuando tienen n vueltas) consisten en un conductor en forma de lazo cerrado, y son muy utilizadas en las telecomunicaciones. Estas antenas, consiguen aumentar la eficiencia de radiación, aunque presentan desafíos para encontrar la ubicación y orientación de la antena acoplada al dispositivo implantable.

Previamente en se ha descrito la dificultad para conseguir una alta eficiencia en las antenas implantables para aplicaciones médicas, debido principalmente a su tamaño eléctrico y el medio en el que se inserta. Desde el departamento de investigación de la Universidad

Carlos III de Madrid, se realizó un diseño de una antena implantable doble-banda [16], donde el valor de la eficiencia radiada es muy superior a las antenas típicas para estas aplicaciones. Las eficiencias esperadas se encuentran en torno al 0.2 %. Sin embargo, utilizando resonadores circulares y un pin de cortocircuito, diseñaron una antena con niveles de eficiencia que llegan al 22 % para la banda MICS, y 40 % para la banda ISM.

Un grupo de investigadores tecnológicos del Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT) [17], presenta una investigación sobre cómo optimizar técnicas de transmisión de datos desde el cuerpo humano, a través de dispositivos implantables [18]. La investigación se centra en crear un enlace de comunicaciones nuevo, resistente a las pérdidas inducidas por el cuerpo humano, para aplicaciones como monitorizar las condiciones del paciente, administrar medicamentos o tratar enfermedades. Crear un nuevo tipo de comunicaciones denominado *In Vivo Networking* (IVN) [19], debido a que se crea una red de antenas que trabajan a diferentes frecuencias. El enlace funciona mediante ondas de radiofrecuencia, que transmiten a frecuencias ligeramente diferentes entre sí. Se buscaba encontrar aquellos puntos en el tiempo en el que las ondas coincidiesen en su máximo [20], para suministrar una potencia mayor. Se consigue que la profundidad de penetración sea de 10 cm, por lo que resulta un enlace más robusto y que puede llegar a transmitir la señal a través del cuerpo humano con mayor facilidad que los métodos tradicionales.

También desde el MIT, conocido por ser el Instituto Tecnológico más prestigioso del mundo, un grupo de investigadores ha diseñado un dispositivo inalámbrico comestible, que viaja por el cuerpo humano y es capaz de detectar enfermedades digestivas [6]. El dispositivo tiene unas dimensiones de 3.5 cm de longitud. Se trata de un sensor con bacterias modificadas genéticamente, que consigue detectar bacterias malignas en el sistema digestivo. El dispositivo cuenta con una antena que convierte la respuesta bacteriana en una señal inalámbrica, que puede ser detectada por un *smartphone*.

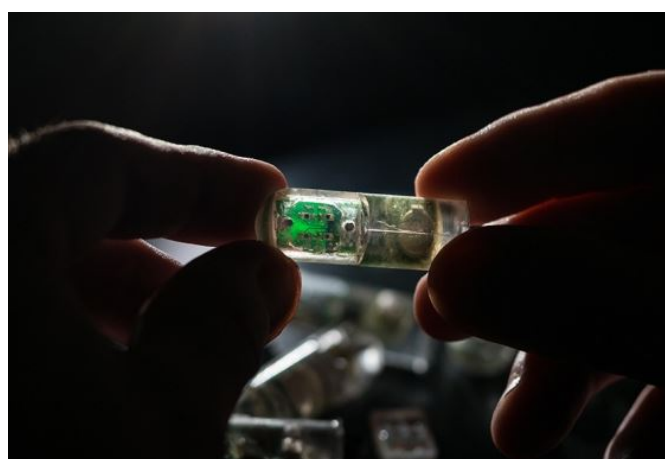


Figura 2.12: Dispositivo comestible para diagnóstico de trastornos intestinales [6]

A finales de 2016, la empresa especializada en equipamiento médico y telemedicina Medtronic [21], aprueba la comercialización de un marcapasos de 24mm de longitud, siendo el más pequeño del mundo. Este dispositivo recibe el nombre de *Micra* [22]. Debido a sus dimensiones y a su sistema inalámbrico recibe el Premio de Innovación en el congreso

EHRA Europace-Cardiostim 2015 del instituto Europeo de Cardiología [23]. Este dispositivo se aloja en el ventrículo derecho del corazón, generando impulsos eléctricos según la necesidad del paciente. Cuenta con una tecnología inalámbrica que permite que no sea necesario la instalación de cables al implantar el marcapasos, y una duración de vida de 7 a 10 años del dispositivo.



Figura 2.13: Micra, el marcapasos más pequeño del mundo [5]

Capítulo 3

Diseño de las antenas implantables

3.1. Modelado del cuerpo humano

3.1.1. Modelo de una capa: piel

El primer modelado del cuerpo humano con el que se realiza la implementación de las antenas se trata de un modelo de una capa, utilizando las características eléctricas de la piel. Se elige este modelo debido a que existe una gran cantidad de dispositivos médicos que son implantados en la piel, ya que es la parte del cuerpo humano donde menos distancia existe con el exterior. Esto permite que la antena, aunque cuente con una eficiencia pequeña, y por lo tanto una ganancia también baja, se encuentre con menos resistencia a la hora de establecer comunicaciones con el dispositivo que se encuentra fuera del cuerpo.

Por otro lado, la piel se trata de un material que puede ser modelado para medir las propiedades de las antenas. El tejido humano de la piel [24] en la banda MICS tiene una permitividad eléctrica de $\epsilon_r=46.7$ y su conductividad es de $\sigma=0.69$ S/m. Existen investigaciones recientes sobre como desarrollar fluidos en forma de gel para probar el funcionamiento de antenas implantables [9], por lo que resulta apropiado realizar la simulación en un entorno en el que de forma posterior es posible comparar resultados.

	MICS Band	ISM Band
Azúcar	56.18 %	53.00 %
NaCl Sal	2.33 %	
Agua destilada	41.49 %	47.00 %
Agarosa	Añadir 1g por 100ml	Añadir 1g por 100ml

Tabla 3.1: Receta para gel simulador del tejido de la piel [9]

El modelado de la piel se realiza para que la distancia entre la antena y la superficie de la piel sea de 4mm. Se coloca en el punto intermedio del modelo. A continuación se

muestran imágenes de la implementación de este modelo. Se utiliza como ejemplo las primeras antenas propuestas del proyecto (ver 3.2 y 3.3).

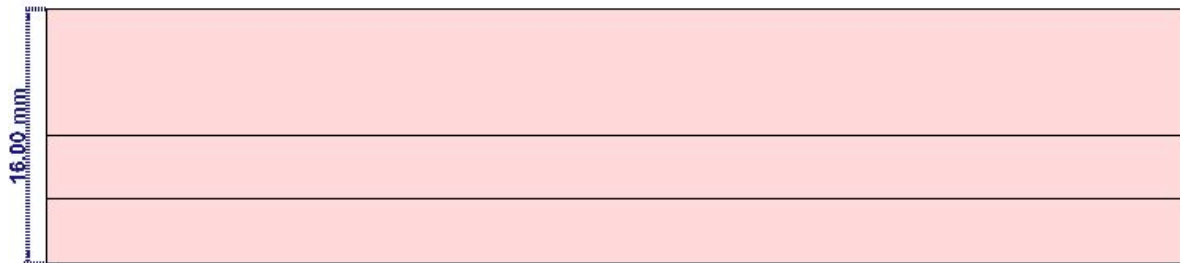


Figura 3.1: Dimensiones modelo de la piel para la simulación

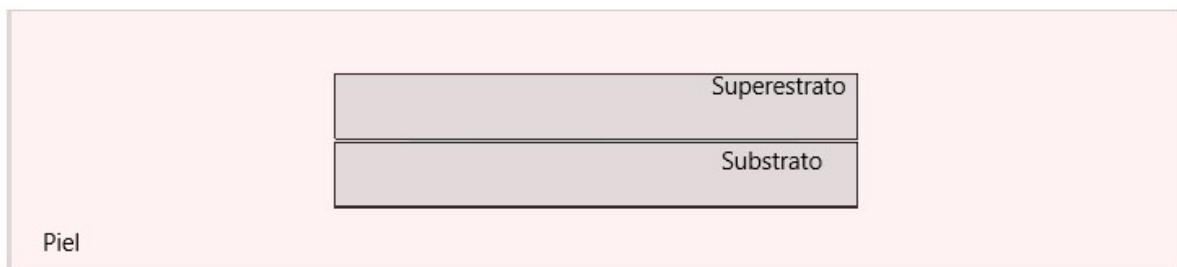


Figura 3.2: Localización de la antena en el modelo de la piel para la simulación

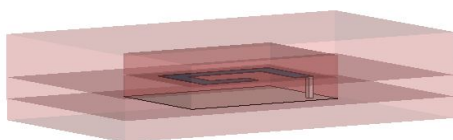


Figura 3.3: Modelo de la piel en perspectiva con antena

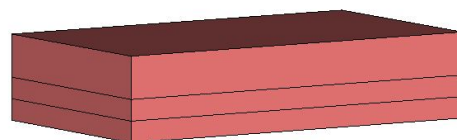


Figura 3.4: Modelo de la piel en perspectiva

3.1.2. Modelo de tres capas: piel, grasa y músculo

El siguiente modelado del cuerpo humano es una implementación de tres capas: piel, grasa y músculo. Existen varias aplicaciones de las antenas implantables, como los dispositivos para monitorizar el ritmo cardíaco, que se introducen en el busto del cuerpo humano, entre la piel y el músculo, por lo que resulta interesante estudiar el comportamiento en este entorno.

Tejido	Permitividad (ϵ_r)	Conductividad (σ) [S/m]	Densidad [10^3 kg/m ³]
Grasa	11.6	0.08	0.92
Piel	46.7	0.69	1.01
Músculo	58.08	0.84	1.04

Tabla 3.2: Propiedades eléctricas de tejidos biológicos utilizados en el modelo de tres capas [10]

En el modelado que se utiliza para replicar las condiciones de estos tres tejidos humanos, las capas de piel y grasa tienen el mismo grosor (4mm), mientras que el músculo se representa como el doble (8mm). La antena es colocada entre el músculo y la piel.



Figura 3.5: Dimensiones modelo de tres capas (piel, grasa y músculo) para la simulación

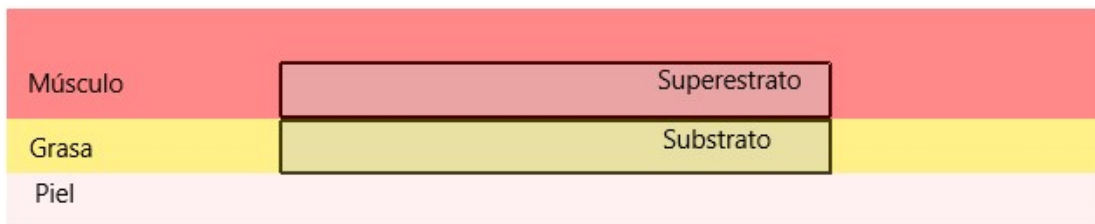


Figura 3.6: Localización de la antena en el modelo de tres capas (piel, grasa y músculo) para la simulación

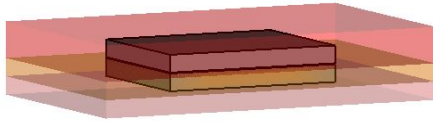


Figura 3.7: Modelo de tres capas en perspectiva con antena

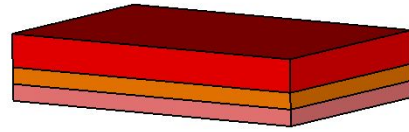


Figura 3.8: Modelo de tres capas en perspectiva

3.2. Antena *microstrip* espiral

El primer prototipo propuesto se trata de una antena *microstrip* en espiral . La banda de frecuencia objetivo en la que se quiere que trabaje la antena es en la banda MICS, a 400MHz. Se diseña para funcionar ubicada en la zona del busto de un humano. En la siguiente imagen se observa una vista superior con las dimensiones en milímetros, la ubicación de la alimentación y las dimensiones de los substratos. El tamaño total de la antena es de 40x32x8 mm³. La simulación se realiza utilizando un puerto discreto para alimentar la antena, y la localización del mismo se encuentra detallada en la figura. La impedancia de referencia es de 50 Ω. El diseño de la antena está inspirado en el artículo referenciado en la bibliografía como [10], pero se han realizado modificaciones en las dimensiones de la misma para una mayor adaptación en la banda de frecuencias deseada. Las imágenes que contienen las dimensiones detalladas de las antenas se realizan con el programa AutoCAD [25].

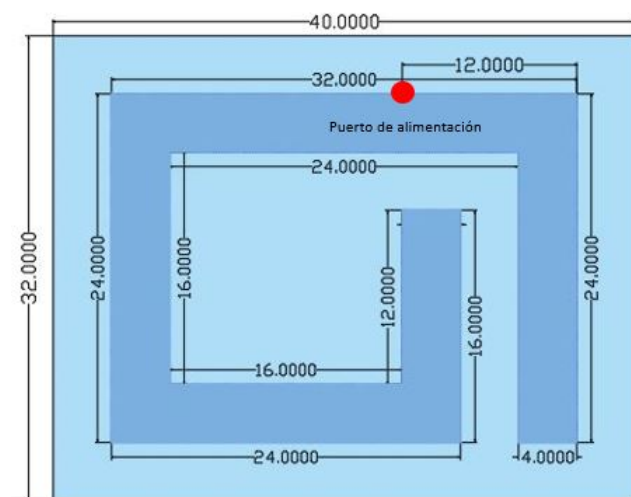


Figura 3.9: Dimensiones antena *microstrip* espiral, vista frontal

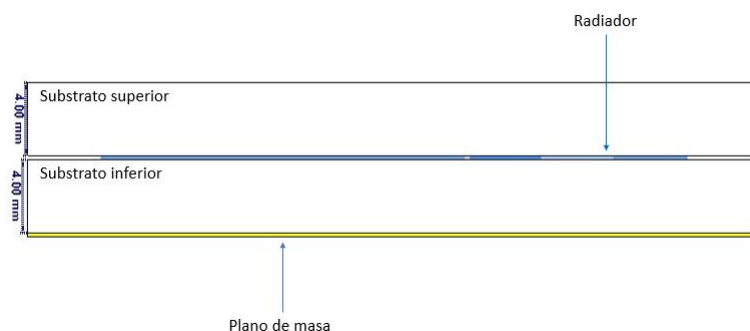


Figura 3.10: Dimensiones antena *microstrip* espiral, vista lateral

La antena se compone de una serie de láminas de cobre que conforman el radiador en forma de espiral. De esta forma, se consigue aumentar la ganancia de la antena sin que repercuta en el tamaño del dispositivo, maximizando la eficiencia de radiación. La geometría en espiral de los radiadores metálicos es una técnica de optimización de la superficie disponible, en lugar de utilizar la disposición característica de las antenas de parche.

Para asegurar la bio-compatibilidad de la antena, se añade una capa superior y una inferior: un sustrato y un superestrato, con una permitividad eléctrica alta para conseguir contrarrestar el efecto de la alta conductividad eléctrica del tejido humano. Ambos están compuestos del material Arlon AD 1000 [26], que tiene una permitividad relativa de $\epsilon_r=10.2$. La posición relativa de las dos capas con respecto al radiador metálico que conforma la antena se muestra en la figura anterior. El puerto de alimentación se conecta con tierra a través de una lámina de un metal conductor perfecto ubicado en la parte inferior del sustrato inferior.

El diseño se modela en el entorno de simulación, CST Studio Suite (ver 4.1). Las siguientes imágenes muestran la implementación de la antena en este entorno, desde diferentes puntos de vista. Figura también el detalle sobre la posición de alimentación de la antena.

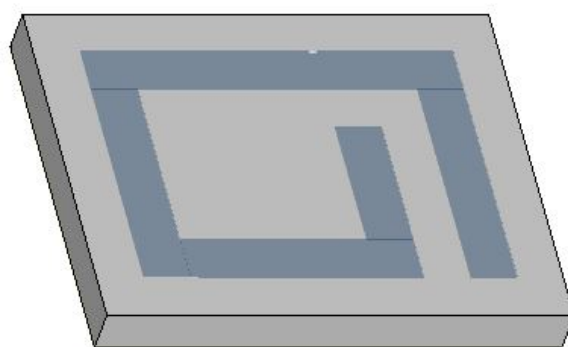


Figura 3.11: Antena *microstrip* espiral sobre sustrato inferior

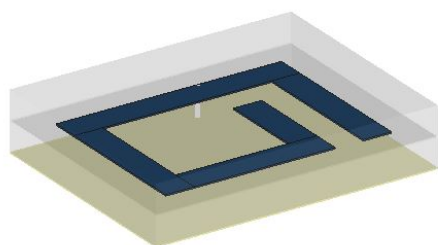


Figura 3.12: Antena *microstrip* espiral perspectiva I

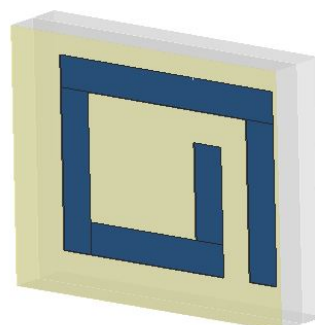


Figura 3.13: Antena *microstrip* espiral perspectiva II

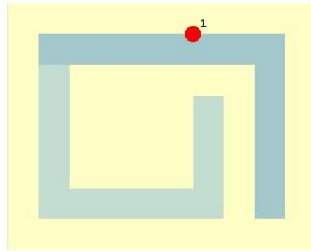


Figura 3.14: Alimentación antena *microstrip*, vista frontal

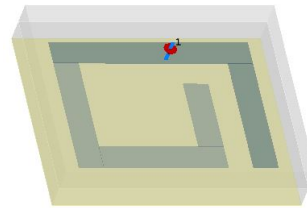


Figura 3.15: Alimentación antena *microstrip*, vista lateral

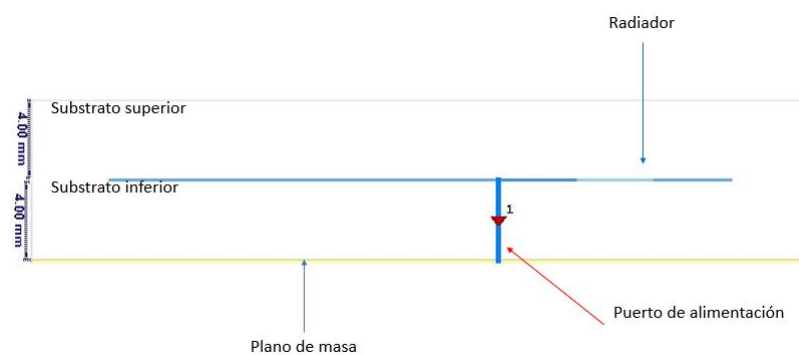


Figura 3.16: Detalle puerto de alimentación en estructura, antena *microstrip*

3.3. Antena PIFA espiral

Se propone una segunda antena PIFA en espiral, para trabajar en la banda MICS a 400MHz. Cuenta con un diseño similar al de la primera antena, pero las dimensiones de la antena son menores. Este diseño también está inspirado en el artículo [10], y se vuelven a realizar modificaciones en las dimensiones para una mayor adaptación de la antena. Se quiere estudiar este método de miniaturización, para comprobar que se pueden reducir las dimensiones de la antena manteniendo un buen funcionamiento del dispositivo. El tamaño total de la antena propuesta, incluyendo los substratos es de $32 \times 24 \times 8$ mm³.

La configuración de los radiadores metálicos es también en espiral. Se añade un pin de cortocircuito, para conseguir reducir las dimensiones de la antena y que conserve la eficiencia de radiación. Las dimensiones detalladas de la antena, la posición del pin de cortocircuito y del puerto de alimentación se muestran en la siguiente imagen. De nuevo, la alimentación es simulada mediante un puerto discreto con impedancia de referencia de 50Ω .

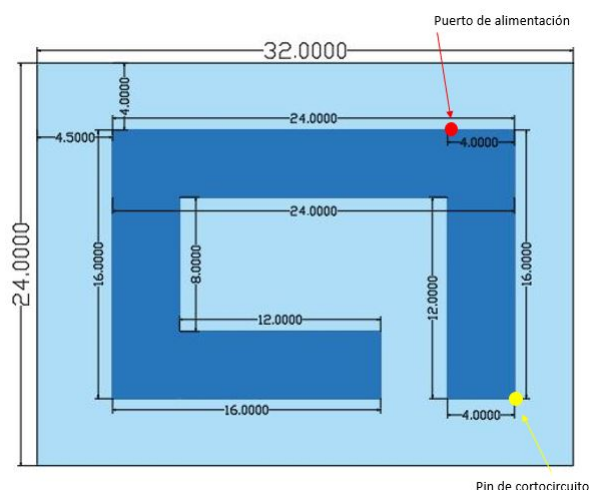


Figura 3.17: Antena PIFA espiral, vista frontal

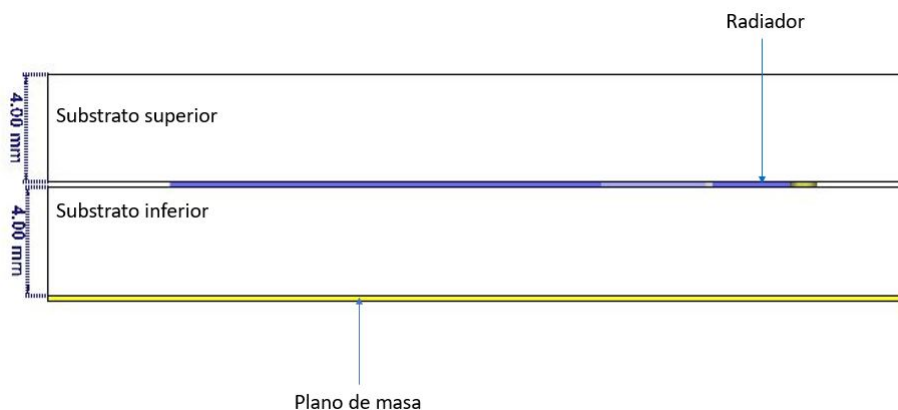


Figura 3.18: Antena PIFA espiral, vista lateral

El material de los substratos que cubren la antena tanto por la parte superior como la inferior, se implementan con el material Arlon AD 1000 [26], con permitividad relativa de $\epsilon_r=10.2$ y sin pérdidas. Las dimensiones de los substratos se encuentran detalladas en la imagen anterior.

Se quiere remarcar la gran similitud que existe en ambas antenas que se diseñan para la banda MICS: la tipología de la antena, la geometría de los radiadores y el material de los substratos tienen las mismas características en ambos diseños. La nueva implementación en la antena PIFA se trata del pin de cortocircuito, que es la técnica de miniaturización que se utiliza para conseguir reducir el tamaño de la antena y que resulte más compacta. Se consigue reducir el tamaño de altura y de ancho en 8 mm.

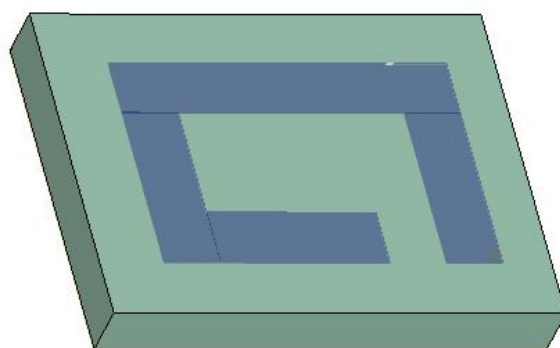


Figura 3.19: Antena PIFA espiral sobre substrato inferior

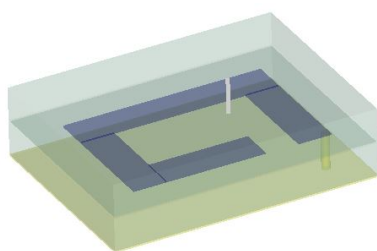


Figura 3.20: Antena PIFA espiral, perspectiva I

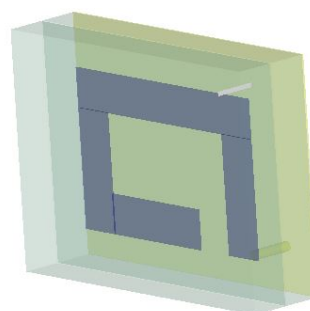


Figura 3.21: Antena PIFA espiral, perspectiva II

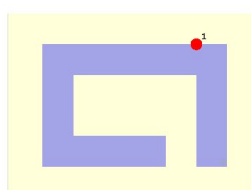


Figura 3.22: Alimentación antena PIFA, vista frontal

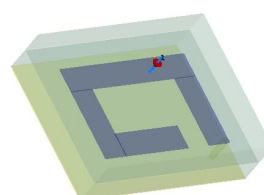


Figura 3.23: Alimentación antena PIFA, vista lateral

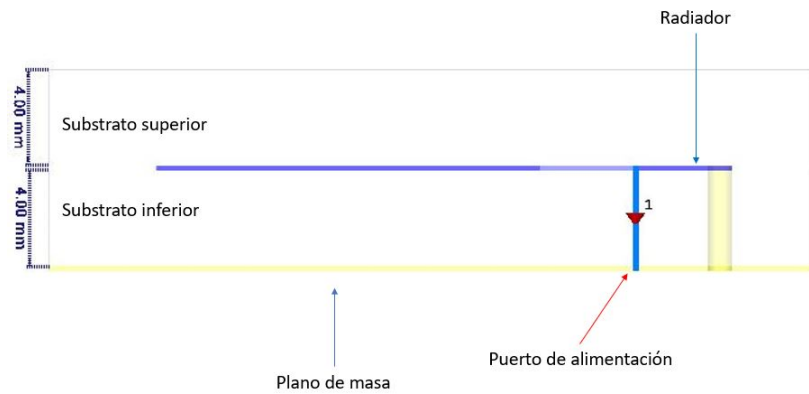


Figura 3.24: Detalle puerto de alimentación en estructura, antena PIFA espiral

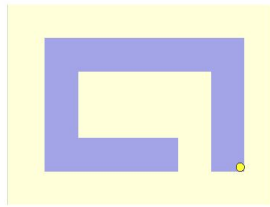


Figura 3.25: Pin cortocircuito y plano de masa de la antena PIFA, vista frontal

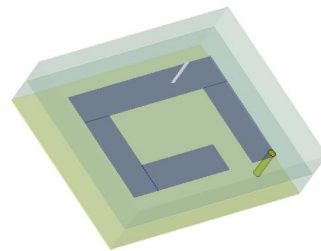


Figura 3.26: Pin cortocircuito y plano de masa de la antena PIFA, vista lateral



Figura 3.27: Detalle puerto de alimentación en estructura, antena PIFA espiral

3.4. Antena PIFA compacta doble-banda

El siguiente prototipo [7] consiste en una antena que combina el diseño en espiral y meandro, consiguiendo un diseño compacto para reducir dimensiones conservando una buena adaptación en los dos rangos de frecuencia utilizados en comunicaciones de bio-telemetría, MICS y ISM. La antena se diseña para ser utilizada en aplicaciones en la sea requerido implantar el dispositivo en la capa de la piel, donde obtiene su mejor funcionamiento. El tamaño total de la antena, incluyendo los substratos es de $16.5 \times 16.5 \times 2.54$ mm³, por lo que este diseño reduce a más de la mitad las dimensiones si comparamos con las antenas previas (ver 3.2 y 3.3).

La configuración de la antena combina dos tipologías, y añade un pin de cortocircuito para conseguir la reducción de dimensiones que se busca. La alimentación de la antena se implementa por medio de un puerto discreto adaptado a 50Ω . Las dimensiones detalladas del diseño se especifican en la siguiente imagen y en la tabla adjunta.

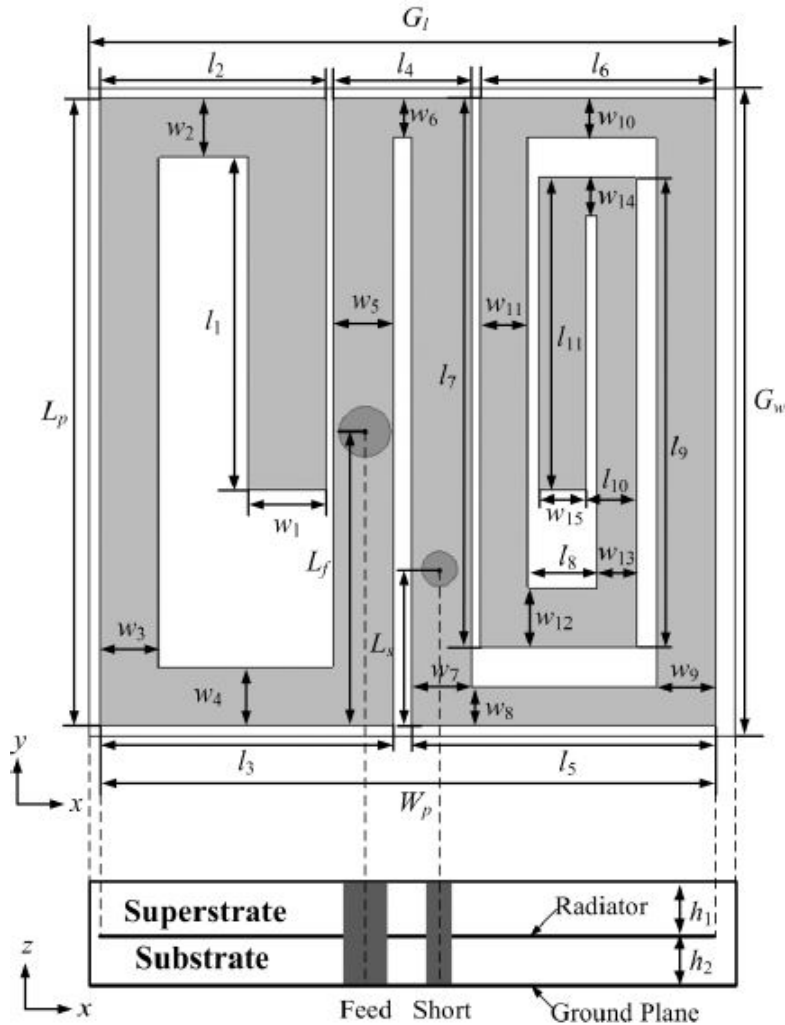


Figura 3.28: Dimensiones antena PIFA compacta doble-banda [7]

Símbolo	Valor	Símbolo	Valor
L_p	16	w_2	1.5
W_p	15.74	w_3	1.5
G_l	16.5	w_4	1.5
G_w	16.5	w_5	1.5
l_l	8.5	w_6	1
l_2	5.8	w_7	1.5
l_3	7.5	w_8	1
l_4	3.5	w_9	1.5
l_5	7.74	w_{10}	1
l_6	6	w_{11}	1.2
l_7	14	w_{12}	1.5
l_8	1.8	w_{13}	1
l_9	12	w_{14}	1
l_{10}	1.3	w_{15}	1.2
l_{11}	8	L_f	7.75
w_l	2	L_s	4.25

Tabla 3.3: Dimensiones detalladas en milímetros antena PIFA compacta doble-banda [7]

La antena se diseña incluyendo una capa inferior y otra superior, que conforman los substratos con el objeto se asegurar la bio-compatibilidad del dispositivo. Las demás dimensiones de los substratos se encuentran detalladas en la imagen anterior. El material con el que se implementan es Arlon 1000 [26], que tiene una permitividad eléctrica de $\epsilon_r=10.2$.

Utilizando esta configuración que combina dos diseños de antenas en espiral acopladas, se logran dos objetivos: reducir las dimensiones de la antena y que esté adaptada en los dos rangos de frecuencias que se reservan para aplicaciones médicas. De esta forma el diseño consigue compatibilidad con diferentes enlaces de comunicaciones inalámbricos y resultar menos invasiva a la hora de ser implantada en un paciente.

Además, se quiere conseguir que la frecuencia de resonancia en la banda MICS cuente con un ancho de banda relativamente mayor al de los diseños anteriores, para así asegurar un mejor funcionamiento de la antena en las comunicaciones centradas en el cuerpo. Esto resulta interesante ya que las antenas de bajo perfil como las que se proponen cuentan con eficiencias muy pequeñas, por lo que aumentar el ancho de banda en el que pueden trabajar es una forma de contrarrestar la baja ganancia de las antenas.

Se muestran diferentes perspectivas del modelo implementado en el entorno de simulación, así como detalle sobre la alimentación, pin de cortocircuito y configuración de la antena.

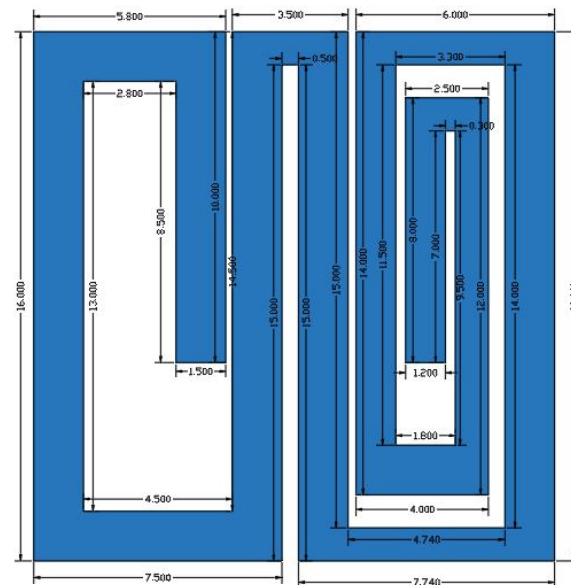


Figura 3.29: Dimensiones antena PIFA compacta doble-banda modelada para la simulación

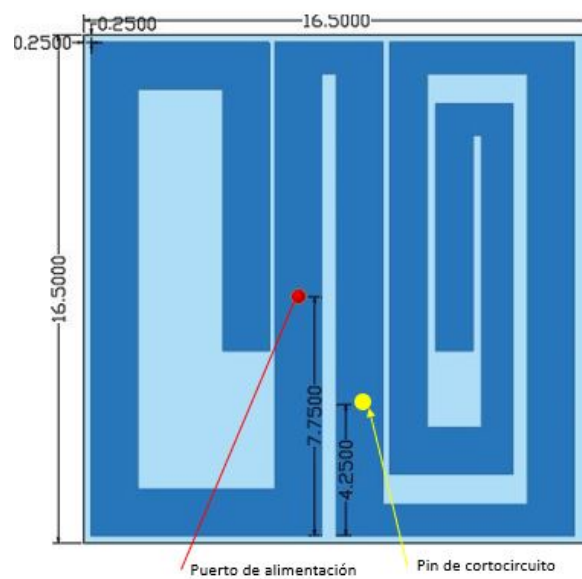


Figura 3.30: Detalle antena PIFA compacta doble-banda modelada para la simulación II

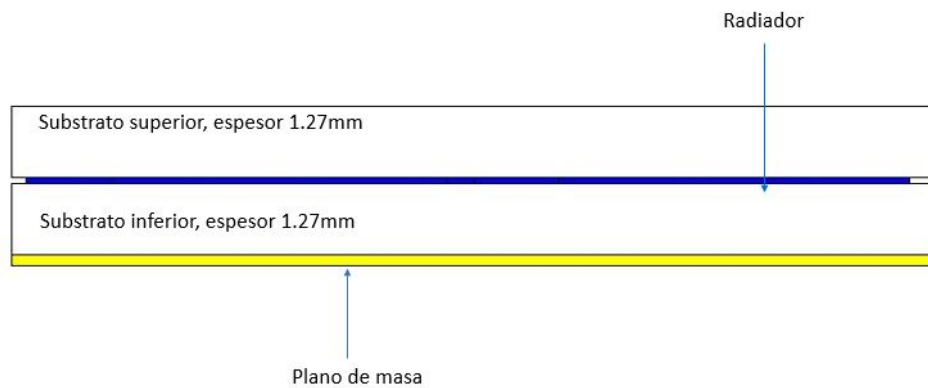


Figura 3.31: Dimensiones antena PIFA compacta doble-banda, estructura

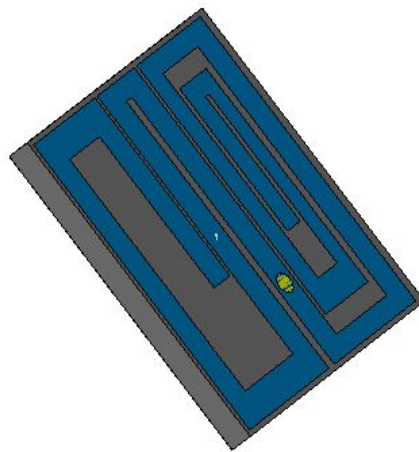


Figura 3.32: Antena PIFA compacta doble-banda sobre substrato inferior

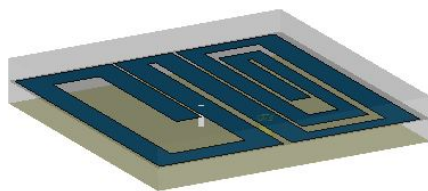


Figura 3.33: Antena PIFA compacta doble-banda, perspectiva I

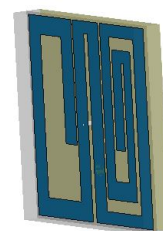


Figura 3.34: Antena PIFA compacta doble-banda, perspectiva II

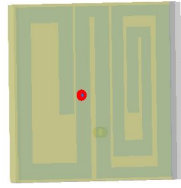


Figura 3.35: Alimentación antenna PIFA compacta doble-banda, vista frontal

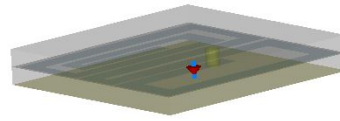


Figura 3.36: Alimentación antenna PIFA compacta doble-banda, vista lateral

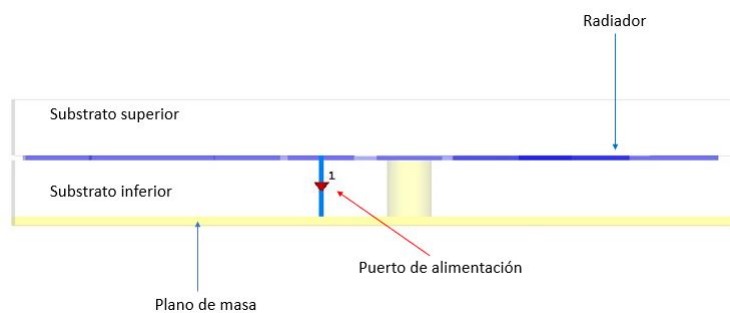


Figura 3.37: Detalle puerto de alimentación en estructura, antenna PIFA compacta doble-banda

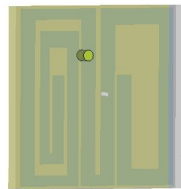


Figura 3.38: Pin cortocircuito y plano de masa de la antenna PIFA compacta doble-banda, vista frontal

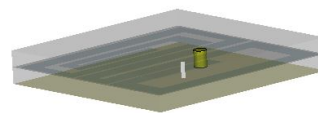


Figura 3.39: Pin cortocircuito y plano de masa de la antenna PIFA compacta doble-banda, vista lateral

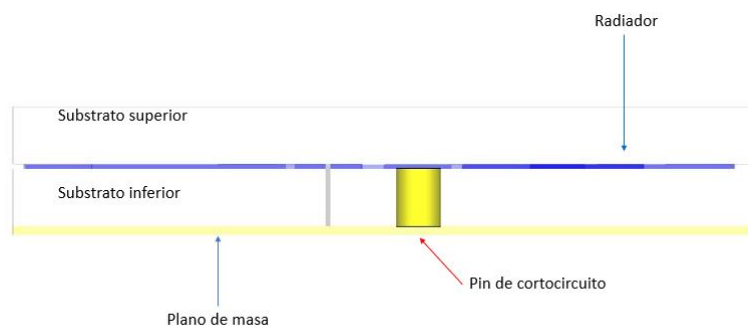


Figura 3.40: Detalle Pin cortocircuito en estructura, antenna PIFA compacta doble-banda

3.5. Antena PIFA multi-capa doble-banda

El cuarto prototipo es una antena multi-capa [8], que se crea utilizando una estructura piramidal. Esta antena se diseña para trabajar tanto en la banda de frecuencia MICS como en la banda ISM. Una aplicación potencial de esta antena sería en la monitorización constante de glucosa, con un año de batería del dispositivo. Esta tipología de antena debe garantizar mayores niveles de eficiencia que la antena compacta, incluso reduciendo sus dimensiones. El tamaño total de la antena es de $13.1 \times 8 \times 4.827 \text{ mm}^3$. Se trata del diseño de menores dimensiones del proyecto, ya que usa conexiones verticales entre las metalizaciones de las distintas capas.

Esta antena utiliza para su implementación un pin de cortocircuito, conectado a un plano de masa que se encuentra por debajo del primer sustrato. Esta técnica de miniaturización que ya se ha estudiado previamente permite reducir las dimensiones de la antena, y da nombre a la tipología de propuesta - PIFA. La forma de conectar el radiador con el plano de masa es algo diferente, ya que no se utiliza un cilindro, si no que se amplía una lámina de metal del radiador y se conecta a masa por el lateral del sustrato. La alimentación de la antena en la simulación se realiza mediante un puerto discreto adaptado a 50Ω . La configuración y dimensiones detalladas de la antena se pueden consultar en las siguientes imágenes, y en la tabla adjunta.

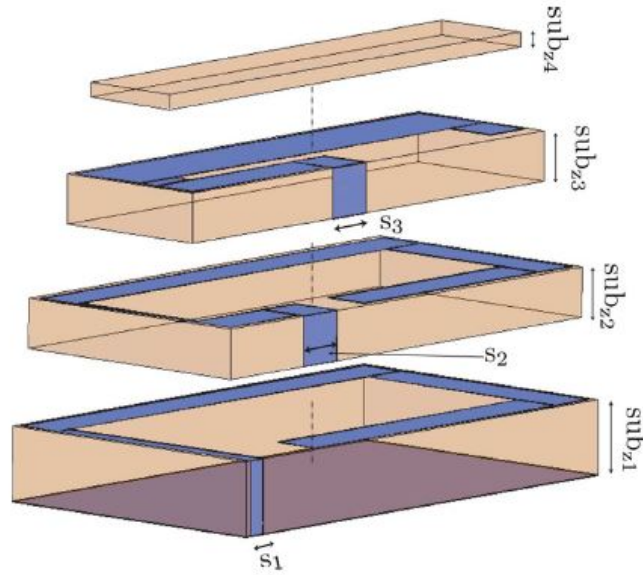


Figura 3.41: Estructura piramidal de los sustratos que conforman la antena PIFA multi-capa doble-banda [8]

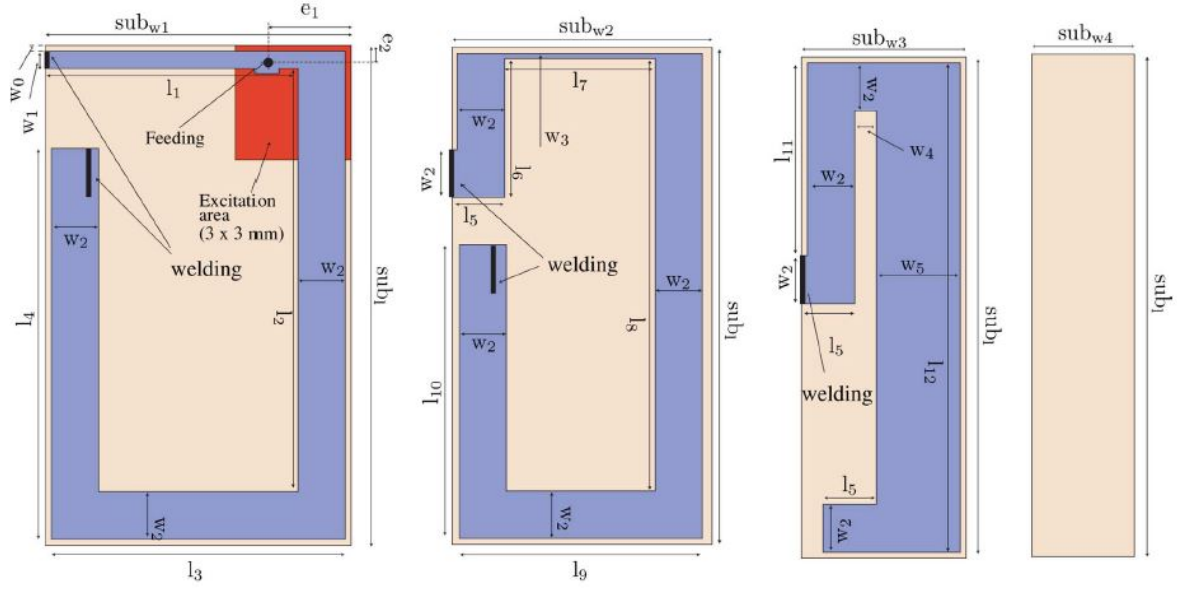


Figura 3.42: Dimensiones detalladas de la antena PIFA multi-capa doble-banda [8]

Parámetro	Valor	Parámetro	Valor
sub_{w1}	8.000	w_5	2.200
sub_{w2}	6.900	l_1	6.617
sub_{w3}	4.300	l_2	11.100
sub_{w4}	2.900	l_3	7.700
sub_{z1}	1.905	l_4	10.250
sub_{z2}	1.270	l_5	1.400
sub_{z3}	1.270	l_6	3.650
sub_{z4}	0.381	l_7	4.000
sub_1	13.100	l_8	11.400
w_1	0.450	l_9	6.450
w_2	1.250	l_{10}	7.750
w_3	0.150	l_{11}	5.050
w_4	0.550	l_{12}	12.800
e_l	10.750	e_2	0.450
s_1	1.6	$s_{2,3}$	1.250
w_0	0.150		

Tabla 3.4: Dimensiones detalladas en milímetros antena PIFA multi-capa doble-banda [8]

Los substratos que crean la estructura piramidal se implementan con el material Rogers TMM 10 [27], elegido para asegurar la bio-compatibilidad del dispositivo debido a su alta permitividad relativa $\epsilon_r=9.2$ y bajas pérdidas, que vienen modeladas según $\tan\delta=0.0022$. La estructura se crea ubicando cada substrato entre cada capa de la antena, y soldando las

regiones donde los radiadores se conectan entre sí. Estos puntos se encuentran detallados en la imagen anterior mediante líneas gruesas de color oscuro (ver 3.42).

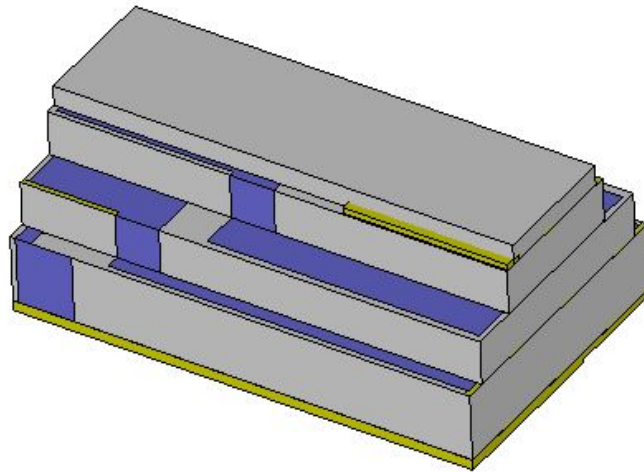


Figura 3.43: Diseño antenna PIFA multi-capa

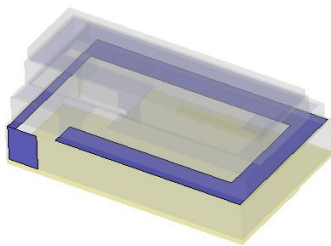


Figura 3.44: Antena PIFA multi-capa, primera capa

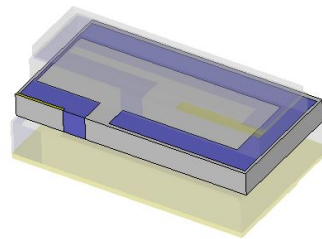


Figura 3.45: Antena PIFA multi-capa, segunda capa

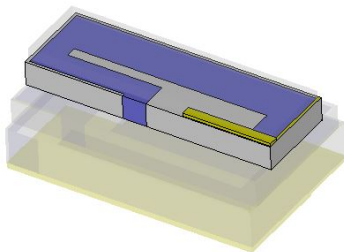


Figura 3.46: Antena PIFA multi-capa, tercera capa

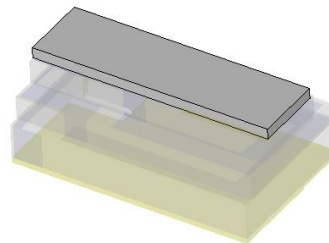


Figura 3.47: Antena PIFA multi-capa, cuarta capa

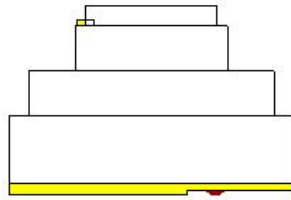


Figura 3.48: Antena PIFA multi-capa, vista lateral

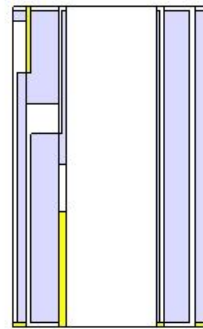


Figura 3.49: Antena PIFA multi-capa, vista superior

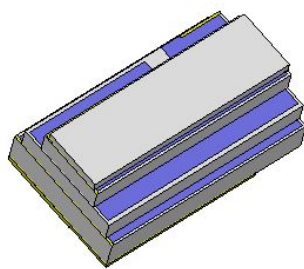


Figura 3.50: Antena PIFA multi-capa, perspectiva I

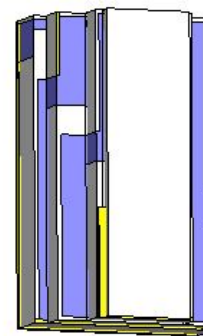


Figura 3.51: Antena PIFA multi-capa, perspectiva II

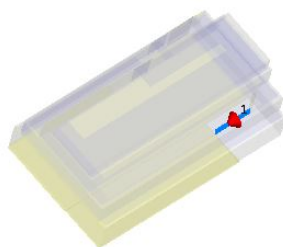


Figura 3.52: Antena PIFA multi-capa, vista alimentación I



Figura 3.53: Antena PIFA multi-capa, vista alimentación II

Capítulo 4

Simulación de las antenas implantables

4.1. Entorno de simulación

La simulación de los cuatro diseños propuestos se implementan utilizando el software CST Studio Suite 2018 [28], que contiene las herramientas necesarias para el diseño, simulación y optimización de los sistemas electromagnéticos. Se crea un entorno de diseño de antenas, concretamente de antenas de parche. Este entorno es configurado para analizar las frecuencias de interés, que en este caso son la banda MICS (400MHz) y la banda ISM (2.4GHz). Por lo tanto, para los dos primeros diseños mono-banda que funcionan en la banda MICS se establece la frecuencia mínima en 200 MHz y la máxima en 600 MHz. Para los dos diseños doble-banda se realiza la simulación entre las frecuencias 200 MHz y 2.6 GHz.

Se fijan las condiciones de contorno necesarias para la implementación de los diseños de las antenas. Es necesario conseguir que el modo fundamental tenga una frecuencia de trabajo igual o inferior a 400 MHz, ya que se trata de la frecuencia más baja que queremos estudiar, correspondiente a la banda MICS.

Para visualizar y analizar el efecto del campo electromagnético que se genera en las antenas, se configura el entorno de simulación para mostrar las regiones de campo lejano 403.5 MHz y a 2.45 GHz. De esta forma se estudian los parámetros de radiación de las antenas, tales como la directividad o la ganancia realizada. Además se observa como se comporta el campo electromagnético en el objeto.

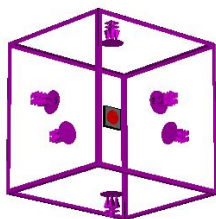


Figura 4.1: Condiciones de contorno para la simulación

4.2. Antena *microstrip* espiral

La primera antena que se simula en este proyecto (ver 3.2 para el diseño) se trata del prototipo de mayor tamaño, implementado con tecnología *microstrip* y una configuración geométrica en espiral.

El modelo del cuerpo humano implementado para la simulación se trata tanto del modelo de tres capas (piel, grasa y músculo) 3.1.2, como el modelado de la piel 3.1.1 ya que esta antena se diseña con el objetivo de ser utilizada en dispositivos como marcapasos, los cuales son colocados en el busto del paciente, donde intervienen tejidos tales como la piel, la grasa y el músculo.

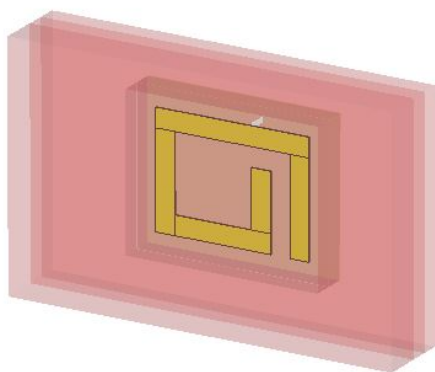


Figura 4.2: Simulación antena *microstrip* en espiral, piel

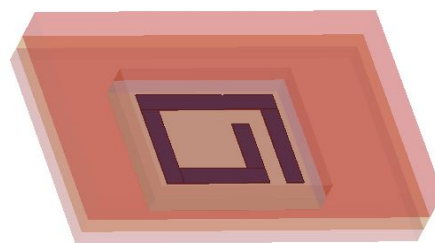
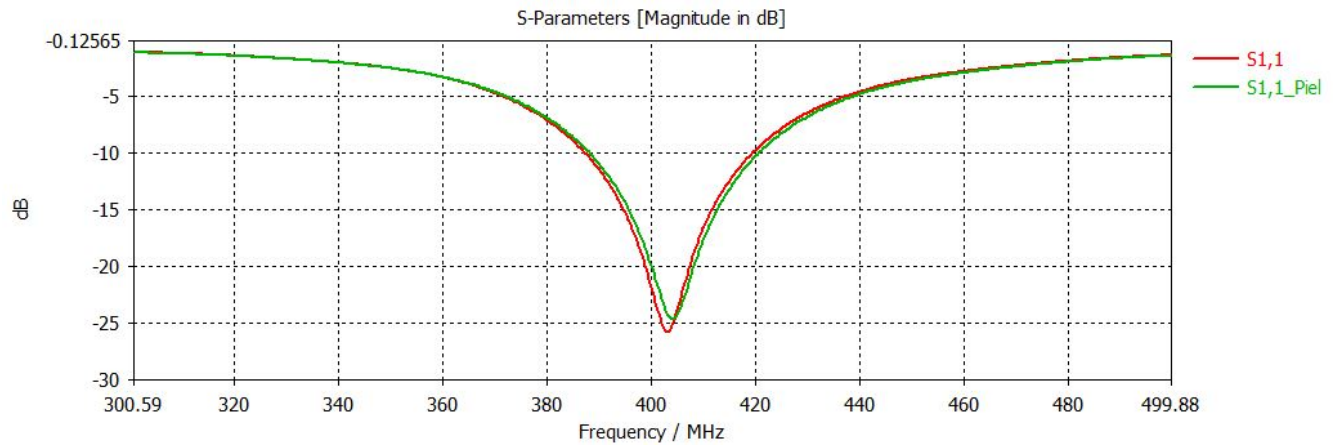


Figura 4.3: Simulación antena *microstrip* en espiral, modelado de tres capas

Adaptación en frecuencia

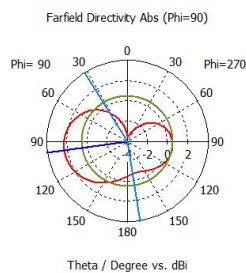
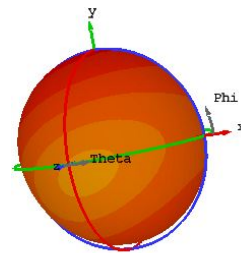
El diseño de la primera antena *microstrip* en espiral se realiza para un funcionamiento de la antena en el rango de frecuencias MICS. Se observa que el mejor resultado de adaptación se obtiene en el modelado de tres capas del cuerpo humano, ideal para la aplicación para la que se ha diseñado la antena. Para este modelo de piel, grasa y músculo, se obtiene el menor valor del parámetro de reflexión en 403.2 MHz a un nivel de -26 dB. Para el modelo de la piel se obtiene un mínimo del parámetro de reflexión en 404MHz, a un nivel de -25 dB.

En la siguiente imagen se superponen los resultados de adaptación de la simulación en una sola gráfica. De color rojo se muestra el parámetro s_{11} para el modelado de tres capas, y en verde cuando en la simulación se implementa el modelado de la piel.

Figura 4.4: Parámetro de reflexión s_{11} , antena *microstrip* espiral

Directividad

La directividad de la antena propuesta es estudiada a la frecuencia central de la banda MICS, a 403.5 MHz . El valor de la directividad es de 2.5 dBi para ambos modelos del cuerpo humano. Obtener parámetros de antenas poco directivas es lo esperado, ya que para las aplicaciones médicas se requieren dispositivos omnidireccionales, que radien en todas las direcciones del eje por igual. De esta forma se asegura que la señal puede llegar a la estación base -como un ordenador gestionado por el médico, o un *smartphone* para la consulta del paciente-, sin necesidad de apuntar con la antena en la dirección deseada.

Figura 4.5: Directividad antena *microstrip*, polar, modelo tres capasFigura 4.6: Directividad antena *microstrip*, 3D, modelo tres capas

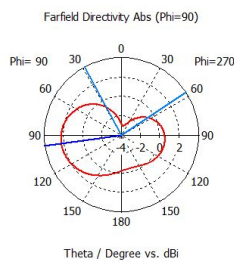


Figura 4.7: Directividad antena *microstrip*, polar, modelo de la piel

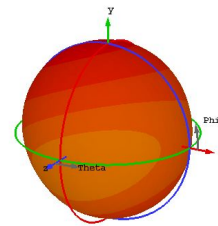


Figura 4.8: Directividad antena *microstrip*, 3D, modelo de la piel

Ganancia y eficiencia

La eficiencia con la que radia la antena tiene un valor muy bajo, pero típico en las antenas de bajo perfil como las que se implementan en este trabajo. Uno de los objetivos es aumentar este valor a medida que se crea un nuevo diseño. El valor de la eficiencia es de 0.1 %.

Por lo tanto, la ganancia realizada de la antena es también baja. Se muestra a continuación el resultado de la simulación para el cálculo de la ganancia, en forma polar y en tres dimensiones. Cabe destacar que los resultados de ganancia bajos son característicos de las antenas pequeñas. El valor de la ganancia realizada es de -28dB.

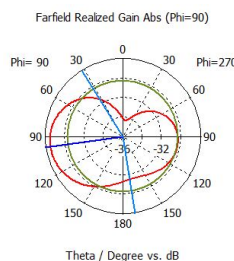


Figura 4.9: Ganancia realizada antena *microstrip*, polar, modelo tres capas

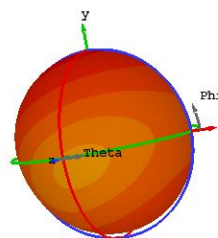


Figura 4.10: Ganancia realizada antena *microstrip*, 3D, modelo tres capas

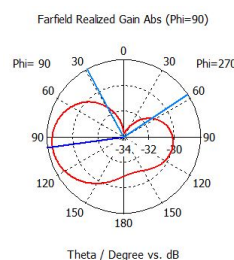


Figura 4.11: Ganancia realizada antena *microstrip*, polar, modelo de la piel

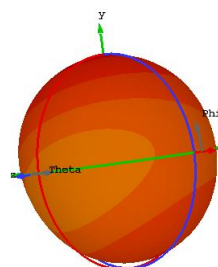


Figura 4.12: Ganancia realizada antena *microstrip*, 3D, modelo de la piel

Tasa de absorción específica

La tasa de absorción específica (comunmente como SAR por sus siglas en ingles: Specific Absorption Rate) se trata de una medida que especifica la cantidad de potencia transportada por la energía electromagnética que puede absorber un tejido vivo, tal y como pueden ser los tejidos del cuerpo humano. Sigue una regulación [12] (ver A.3 para consultar análisis), que es importante cumplir para no dañar los órganos y diferentes partes del cuerpo humano, y así no poner en riesgo la salud del paciente.

Para este diseño de antena se obtiene un valor de SAR de 298.61 W/kg para el modelo de simulación de tres capas, y un valor muy similar de 298.29 W/kg para el modelo de la piel. Por lo tanto se obtienen valores que cumplen con la legislación sobre la tasa de absorción específica máxima permitida. Las simulaciones de SAR se han realizado con el mismo software, CST Studio Suite 2018.

4.3. Antena PIFA espiral

A continuación, se simula el segundo diseño propuesto (ver 3.3 para el diseño). Se trata de una antena de geometría similar al prototipo previo (ver 3.2 y 4.2). La diferencia más importante de este diseño es la reducción de las dimensiones en el diseño. Se añade un pin de cortocircuito como técnica de miniaturización, para conseguir obtener parámetros óptimos de radiación con los que la antena pueda trabajar, pero con un tamaño total de la antena menor. Este diseño se analiza en la banda de frecuencia MICS.

La simulación se realiza tanto en el modelo del cuerpo humano de la piel (ver 3.1.1), como en el conformado por tres capas: piel, grasa y músculo (ver 3.1.2), ya que al contar con un tamaño menor resulta ideal para aplicaciones que no requieran ser más invasivas en el cuerpo humano, como por ejemplo para la monitorización del nivel de glucosa en sangre.

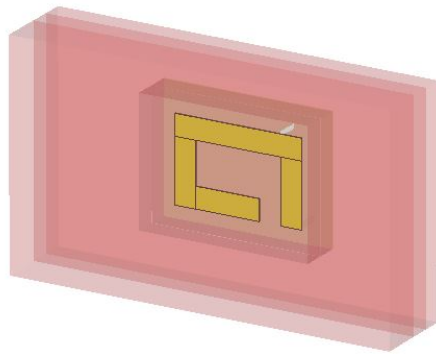


Figura 4.13: Simulación antena PIFA en espiral, piel

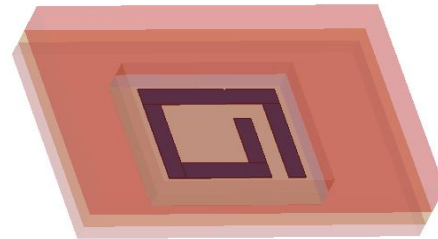
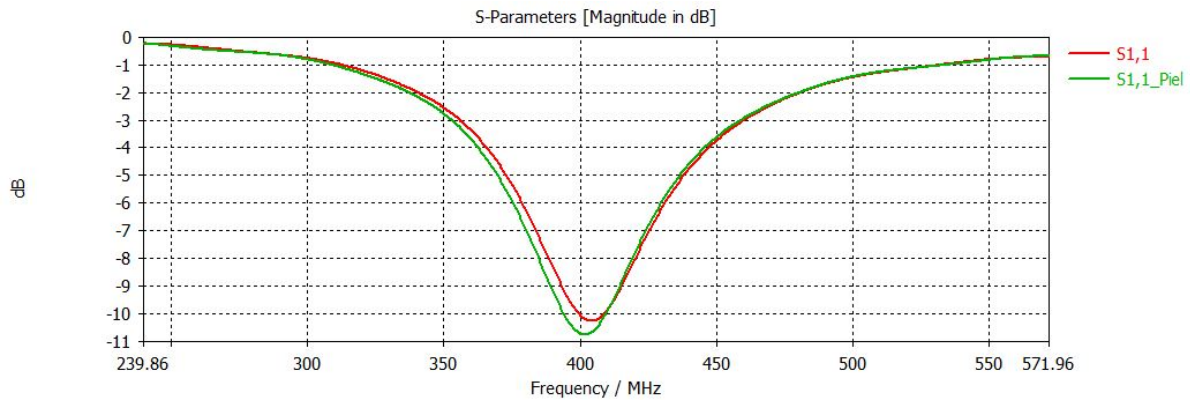


Figura 4.14: Simulación antena PIFA en espiral, modelado de tres capas

Adaptación en frecuencia

Este prototipo es diseñado para funcionar en la banda MICS, por lo que se estudia en la frecuencia central de dicha banda, 403.5 MHz. Al realizar la simulación, para el modelo de tres capas se obtiene el mínimo del valor del parámetro de reflexión s_{11} en la frecuencia de 404 MHz, de -11 dB. Para el modelo de la piel se obtiene el mínimo valor del parámetro de reflexión en la frecuencia de 402 MHz, con un valor de -11 dB.

Figura 4.15: Parámetro de reflexión s_{11} , antena PIFA espiral

Directividad

A partir de la simulación, se calcula el valor de la directividad de la antena para 403.5 MHz. La visualización tanto en polares como en tres dimensiones se encuentra a continuación. La directividad es mínimamente mayor al diseño anterior, ya que tiene un valor de 2.9 dBi. Nótese que las dimensiones de la antena han disminuido en 8mm para este diseño, y se consiguen características similares en términos de radiación.

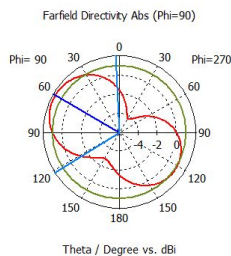


Figura 4.16: Directividad antena PIFA, polar, modelo tres capas

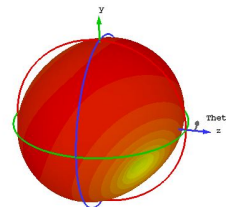


Figura 4.17: Directividad antena PIFA, 3D, modelo tres capas

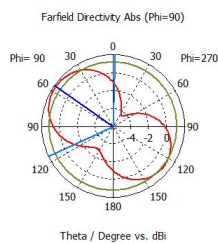


Figura 4.18: Directividad antena PIFA, polar, modelo de la piel

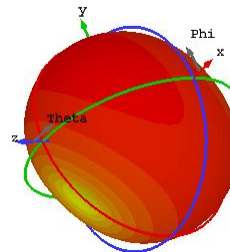


Figura 4.19: Directividad antena PIFA, 3D, modelo de la piel

Ganancia y eficiencia

Se estudia también la ganancia realizada y su eficiencia. El valor de la eficiencia es de 0.1 %, de nuevo un valor bajo pero esperado en las antenas de bajo perfil como las que se diseñan en este trabajo. El valor de ganancia realizada que se obtiene es de -30 dB. Nótese que los valores son similares a los anteriores, pero algo menores dado que las dimensiones de la antena se han reducido.

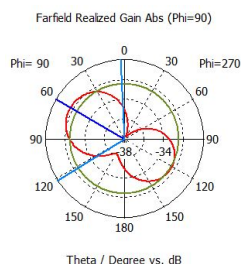


Figura 4.20: Ganancia realizada antena PIFA, polar, modelo tres capas

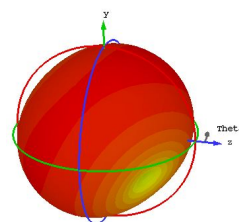


Figura 4.21: Ganancia realizada antena PIFA, 3D, modelo tres capas

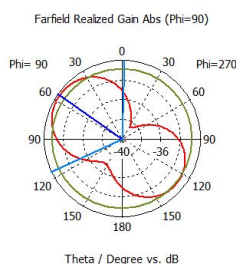


Figura 4.22: Ganancia realizada antena PIFA, polar, modelo de la piel

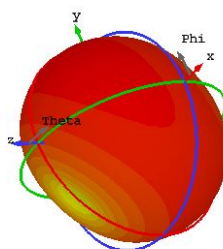


Figura 4.23: Ganancia realizada antena PIFA, 3D, modelo de la piel

No obstante, se debe tener en cuenta que aunque los parámetros de radiación en este segundo prototipo se consideren menos favorables que en el primer diseño -aún siendo similares para ambas antenas-, en este caso la antena presenta unas dimensiones menores. Esto conlleva que a la hora de elegir una antena con mejores prestaciones, se debe hacer un análisis cualitativo, que considere diferentes escenarios de aplicación y las necesidad que cada uno de estos requiere.

Tasa de absorción específica

En esta sección, se estudia la influencia de la potencia generada por la energía electromagnética que afecta a los tejidos del cuerpo humano. Se obtienen unos valor de tasa de absorción específica (SAR) que figuran dentro de la regulación [12], de 196 W/kg para el modelo de tres capas del cuerpo humano y un valor de 197.64 W/kg para el modelo compuesto de la piel.

4.4. Antena PIFA compacta doble-banda

En la presente sección se estudia el primer prototipo de antena doble-banda, que funciona tanto en la banda de frecuencia MICS como en la banda ISM. Se trata de un diseño de antena que utiliza la tecnología *microstrip*, añadiendo un plano de masa y un pin de cortocircuito como técnica de miniaturización. Esta antena PIFA, para la implementación de los radiadores combina dos geometrías -espiral y meandro-, dando lugar a un modelo de antena compacta. De esta forma, se consigue reducir las dimensiones y conservar propiedades radiantes suficientes para la transmisión de los dispositivos médicos. Además, el diseño permite que existan dos frecuencias de resonancia para transmitir en ambas bandas.

La simulación se implementa utilizando el modelo del cuerpo humano de una capa (ver 3.1.1), compuesto por el tejido de la piel. Ya que las dimensiones de la antena se reducen en torno a un 50 %, resulta óptima para aplicaciones donde la antena se incluye en un dispositivo médico que requiere de su implantación en la piel, cercano a la superficie.

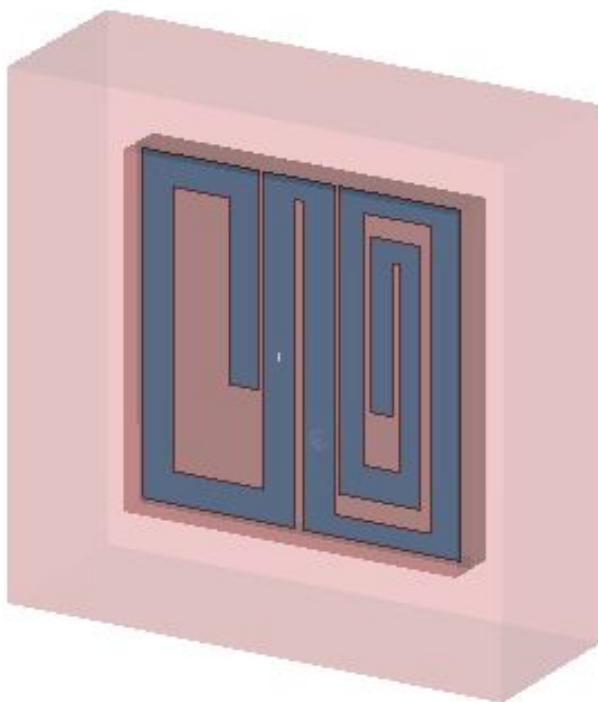


Figura 4.24: Simulación antena PIFA compacta doble-banda

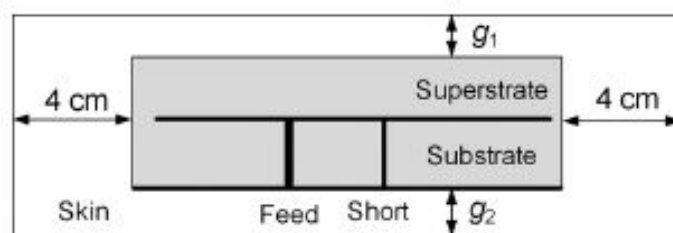


Figura 4.25: Implementación y dimensiones modelo de la piel para la antena PIFA compacta doble-banda [7]

Adaptación en frecuencia

Para analizar la adaptación en frecuencia de la antena, es necesario estudiar las dos bandas MICS y ISM, ya que se trata de una antena doble-banda diseñada para trabajar en ambos rangos frecuenciales.

Para la banda de frecuencias MICS a 400MHz, se obtiene el siguiente parámetro de reflexión s_{11} . El valor mínimo de este es de -40dB en 430MHz. Se observa en la gráfica adjunta el nivel en decibelios de este parámetro. A 400MHz, se obtiene un nivel de adaptación de -13dB, lo cual permite la transmisión adaptada a esta frecuencia de trabajo.

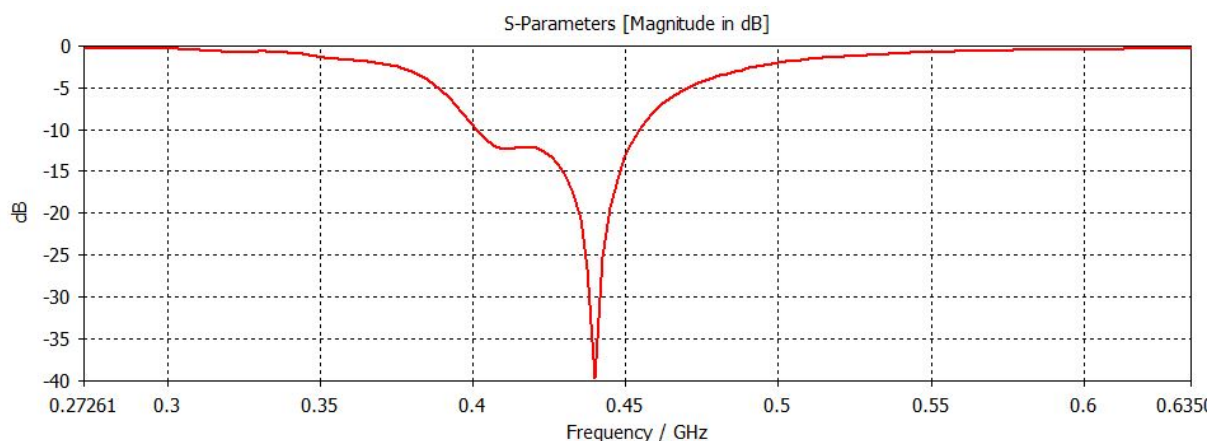


Figura 4.26: Parámetro de reflexión s_{11} banda MICS, antena PIFA compacta doble banda

Se estudia el valor del parámetro de reflexión s_{11} en la banda ISM a 2.4GHz. El mínimo valor del parámetro de adaptación es de -20dB, a 2.4GHz, por lo que se obtiene un nivel de adaptación óptimo en la banda ISM.

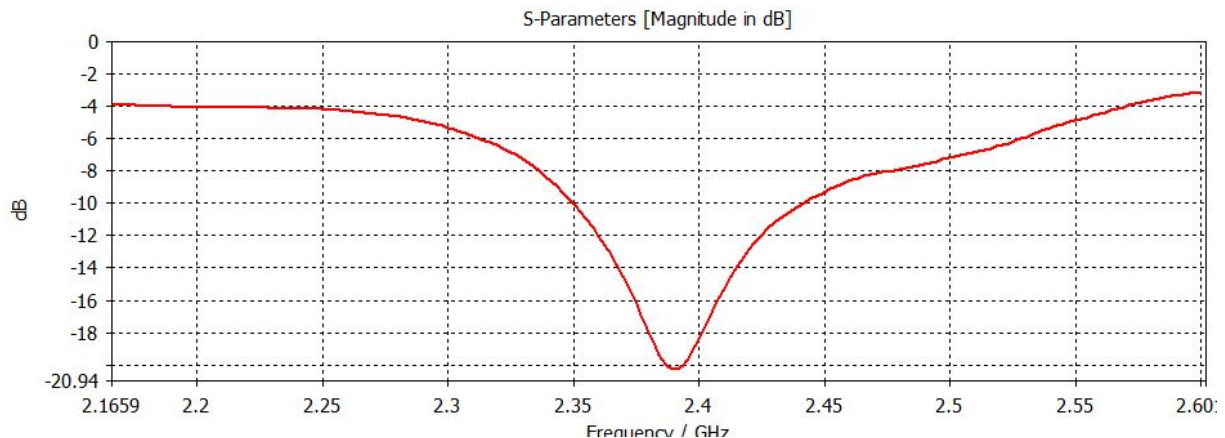


Figura 4.27: Parámetro de reflexión s_{11} banda ISM, antena PIFA compacta doble banda

Directividad

En el siguiente apartado se estudia la directividad de la antena propuesta. Se quiere recordar que este tipo de antenas no precisan de una gran directividad, ya que lo que se busca es una radiación omnidireccional para la comunicación con los dispositivos que se encuentren fuera del cuerpo.

Para la banda de frecuencias MICS se obtienen los siguientes resultados de directividad tras realizar la simulación, medidos en la frecuencia central de 403.5 MHz. Se obtiene un valor de 3.6 dB de directividad, y a continuación se representan los diagramas en forma polar y en tres dimensiones donde se muestra la directividad de la antena a esta frecuencia.

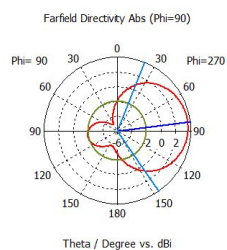


Figura 4.28: Directividad antena PIFA compacta doble-banda, polar, banda MICS

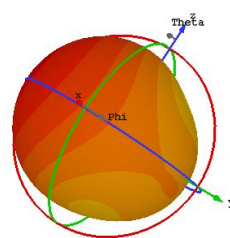


Figura 4.29: Directividad antena PIFA compacta doble-banda, 3D, banda MICS

En el caso de la banda ISM, se obtienen unos resultados similares en términos de directividad. El valor calculado es de 3.8 dB.

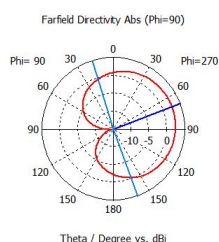


Figura 4.30: Directividad antenna PIFA compacta doble-banda, polar, banda ISM

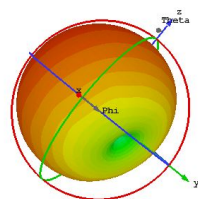


Figura 4.31: Directividad antenna PIFA compacta doble-banda, 3D, banda ISM

Ganancia y eficiencia

Se procede a analizar los resultados en términos de ganancia y eficiencia para este diseño. Se quiere remarcar que los valores pequeños de eficiencia son parámetros esperados y normalizados en el ámbito de las antenas de bajo perfil, y de dimensiones milimétricas como las que se presentan en el trabajo.

Para la banda de frecuencias MICS, se obtiene un resultado ligeramente superior a la eficiencia medida en las dos antenas anteriores. Se cuenta con una eficiencia del 0.2 %, y de una ganancia realizada de -37 dB, ambos valores medidos en el eje central de la banda espectral: 403.5 MHz. Cabe destacar que aunque las dimensiones de la antena se han reducido prácticamente a la mitad con respecto a las antenas anteriores, se ha conseguido aumentar ligeramente el valor de la eficiencia de radiación.

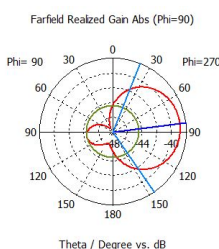


Figura 4.32: Ganancia antenna PIFA compacta doble-banda, polar, banda MICS

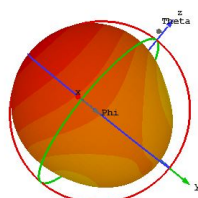


Figura 4.33: Ganancia antenna PIFA compacta doble-banda, 3D, banda MICS

Sin embargo, en la banda ISM se obtienen valores de eficiencia y ganancia más elevados. Esto se debe a que al aumentar la frecuencia de trabajo de la antena, la longitud de onda disminuye y la antena ya no resulta tan pequeña cuando se mide en términos de longitud eléctrica. Ahora se obtiene un valor de eficiencia del 25 % y una ganancia de -2.7 dB, medidos a 2.45 GHz.

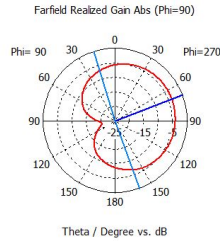


Figura 4.34: Ganancia antena PIFA compacta doble-banda, polar, banda ISM

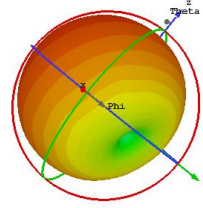


Figura 4.35: Ganancia antena PIFA compacta doble-banda, 3D, banda ISM

Tasa de absorción específica

Por último, se analiza la tasa de absorción específica (comunmente conocida como SAR). A 403.5 MHz se obtiene un valor máximo de 451.98 W/kg, mientras que en la banda ISM se obtiene un valor de 256.02 W/kg. Estos valores se encuentran dentro de los límites máximos permitidos en cuanto a los valores de SAR, según [12].

4.5. Antena PIFA multi-capa doble-banda

La siguiente simulación corresponde con el diseño de antena PIFA multi-capa. Esta antena se compone de diferentes capas, formando una estructura piramidal de substrato y radiador metálico. Se diseña para trabajar tanto en la banda MICS como en la ISM.

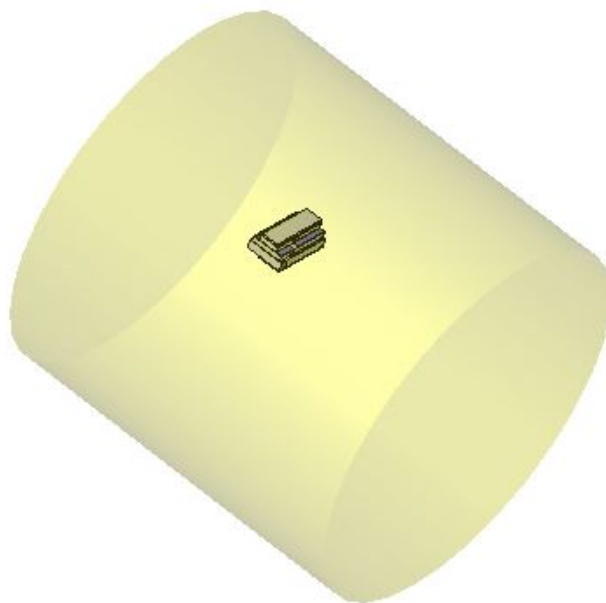


Figura 4.36: Simulación antena PIFA multi-capa doble-banda

La simulación de este diseño de antena se realiza en un modelo del cuerpo humano que simula la cabeza de un paciente [29]. Se implementa mediante un cilindro de altura 110 y radio 40mm. Para la banda MICS se tiene una permitividad eléctrica de $\epsilon_r=43.5$ y constante de pérdidas $\tan\delta=0.799$. Para la banda ISM la permitividad eléctrica es de $\epsilon_r=39.2$ y constante de pérdidas $\tan\delta=0.337$. En la siguiente imagen se muestra la localización exacta de la antena en el modelo, y la implementación en la simulación.

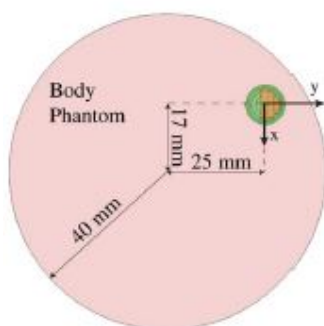


Figura 4.37: Simulación antena PIFA multi-capa doble-banda en modelo cuerpo humano

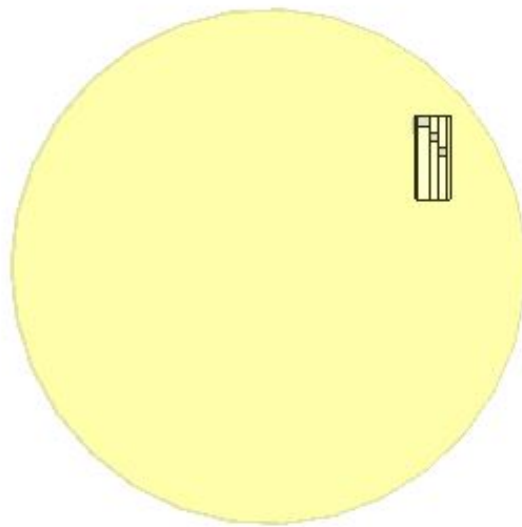


Figura 4.38: Simulación antena PIFA multi-capa doble-banda en modelo cuerpo humano

En la tabla 3.4 se muestran los parámetros originales del diseño según [8]. El diseño final cuenta con varias modificaciones del tamaño de los componentes metálicos de las diferentes capas, con el objeto de mejorar los resultados de adaptación en la banda MICS.

Adaptación en frecuencia

Se estudia la adaptación en frecuencia de la antena en ambos rangos de frecuencia. Para la banda MICS, la antena no se consigue adaptar a 400 MHz, sino que está adaptada a 500 MHz.

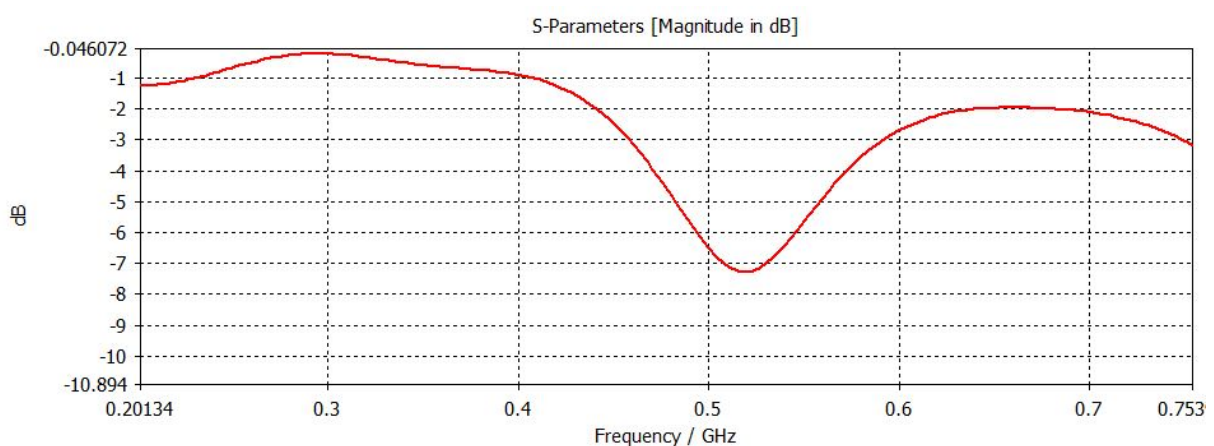


Figura 4.39: Parámetro de reflexión s_{11} banda MICS, antena PIFA multi-capa doble banda

Sin embargo, para la banda ISM la antena se encuentra adaptada a 2.4 GHz. Aunque el valor del parámetro de reflexión s_{11} no cuenta con un valor de adaptación óptimo, es de -11 dB por lo que la transmisión se puede establecer sin grandes reflexiones.

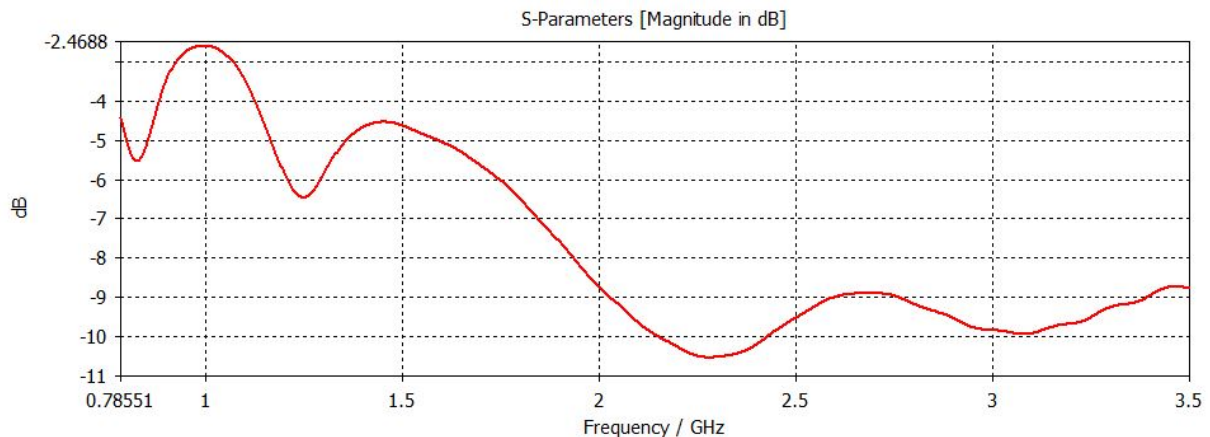


Figura 4.40: Parámetro de reflexión s_{11} banda ISM, antena PIFA multi-capa doble banda

Por lo tanto, esta antena no consigue transmitir en la banda MICS porque cuenta con unas reflexiones muy grandes. Es muy difícil conseguir un enlace de calidad en estas condiciones. Además los demás valores que se estudian en la banda MICS no tienen gran relevancia puesto la antena no transmite potencia. Sin embargo, en la banda ISM sí se consigue adaptación en frecuencia, por lo que es válida para la transmisión.

Directividad

A continuación, se estudia la directividad de la antena en ambas bandas. Este valor no debe ser grande, ya que se busca una antena que radie fuera del cuerpo en todas las direcciones.

Para la banda MICS se obtiene un valor de directividad de 2.17 dBi, mientras que para la banda ISM se obtiene un valor de 3.6 dBi. Estos valores permiten una radiación que no se centra en ningún punto del espacio, por lo que resulta válido para los requisitos establecidos.

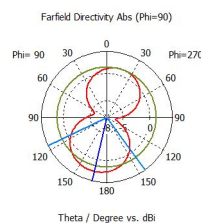


Figura 4.41: Directividad antena PIFA multi-capa doble-banda, polar, banda MICS

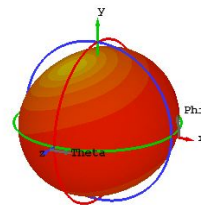


Figura 4.42: Directividad antena PIFA multi-capa doble-banda, 3D, banda MICS

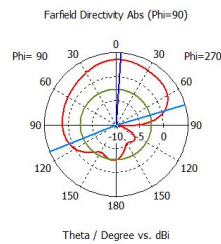


Figura 4.43: Directividad antenna PIFA multi-capas doble-banda, polar, banda ISM

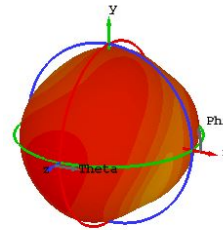


Figura 4.44: Directividad antenna PIFA multi-capas doble-banda, 3D, banda ISM

Ganancia y eficiencia

Se estudia la eficiencia y la ganancia realizada de la antena para ambos rangos de frecuencia, MICS e ISM.

Para la banda MICS, se obtiene una eficiencia muy pequeña de 0.02 %. El valor que se espera es similar a este, dado que en la banda MICS la antena no está adaptada. Si no existe adaptación, la señal no es capaz de transmitirse debido a que todo es reflejado, por lo que no da lugar a un transporte de potencia. Si la potencia radiada frente a la recibida es prácticamente nula, como en este caso, el valor de la eficiencia es mínimo. Esto conlleva que la ganancia realizada sea también pequeña, ya que la antena no es capaz de transmitir potencia. El valor de la ganancia es de -47.75 dB.

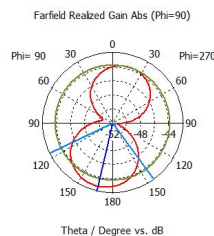


Figura 4.45: Ganancia realizada antenna PIFA multi-capas, polar, banda MICS

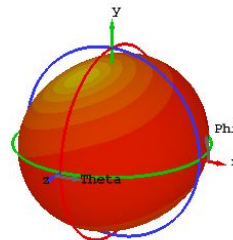


Figura 4.46: Ganancia realizada antenna PIFA multi-capas, 3D, banda MICS

Para la banda ISM, la eficiencia mayor debido a que en este caso la antena sí está bien adaptada. Tiene un valor del 3 %. Aunque este valor es menor que el que se ha obtenido en el caso de la anterior antena doble-banda (ver 4.4), es suficiente para la transmisión y mayor a los valores obtenidos en la banda MICS. Nótese que el modelo del cuerpo humano implementado en este caso es semejante al comportamiento de los tejidos de la cabeza humana, que es más complejo que los modelos del piel y tres capas simulados anteriormente. El valor de la ganancia es acorde a este valor de eficiencia, de -30 dB.

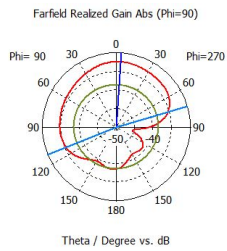


Figura 4.47: Ganancia realizada antena PIFA multi-capa, polar, banda ISM

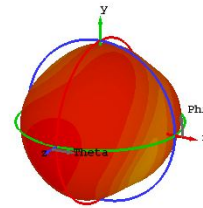


Figura 4.48: Ganancia realizada antena PIFA multi-capa, 3D, banda ISM

Tasa de absorción específica

Por último, se calcula la tasa de absorción específica (SAR) en la piel, donde en la banda MICS se obtiene un valor de 162.553 W/kg. Para la banda ISM se obtiene un valor mayor, de 318.71 W/kg. Ambos valores cumplen los requerimientos de la ITU según [12].

Capítulo 5

Construcción del prototipo

5.1. Fabricación

5.1.1. Elección del prototipo

Se procede a la fabricación de un prototipo de una de las antenas propuestas, para tomar medidas y así comprobar el funcionamiento de esta en un entorno real fuera de la simulación.

En el momento de envío de los prototipos para su fabricación a la Oficina Técnica de la Universidad Carlos III de Madrid, se nos informa de que los dos primeros, al llevar unas capas gruesas de Arlon que hay que fabricar a base de pegar capas finas (a las que previamente hay que quitar el cobre por ambos lados) no se podrá fabricar ya que la máquina de fotograbado está estropeada. El prototipo que se fabrica se hace con la fresadora.

La antena elegida para la fabricación se trata de la tercera antena propuesta: Antena PIFA compacta doble-banda (ver 3.4 para el diseño y 4.4 para la simulación). Se elige este prototipo, debido a que es uno de los diseños que trabajan en ambas bandas de frecuencia, y presenta buenos resultados de simulación.

5.1.2. Prototipo fabricado

El prototipo elegido para la fabricación se trata de una antena PIFA compacta que transmite tanto en la banda MICS como en la banda ISM. La fabricación se lleva a cabo a partir del diseño creado en el entorno de simulación CST Studio Suite 2018. Se exporta cada uno de los componentes de forma independiente en formatos *.dxf* y *.gbr* para el posterior envío a la Oficina Técnica de la Universidad Carlos III de Madrid, y se prepara documentación con una descripción detallada sobre la configuración de la antena. Se incluye como Anexo D (ver D) una breve descripción sobre el proceso que se debe seguir para exportar un diseño de una antena a partir del archivo del entorno de simulación CST Suite Studio 2018, así como la documentación facilitada al técnico.

A continuación se muestran imágenes del prototipo fabricado.

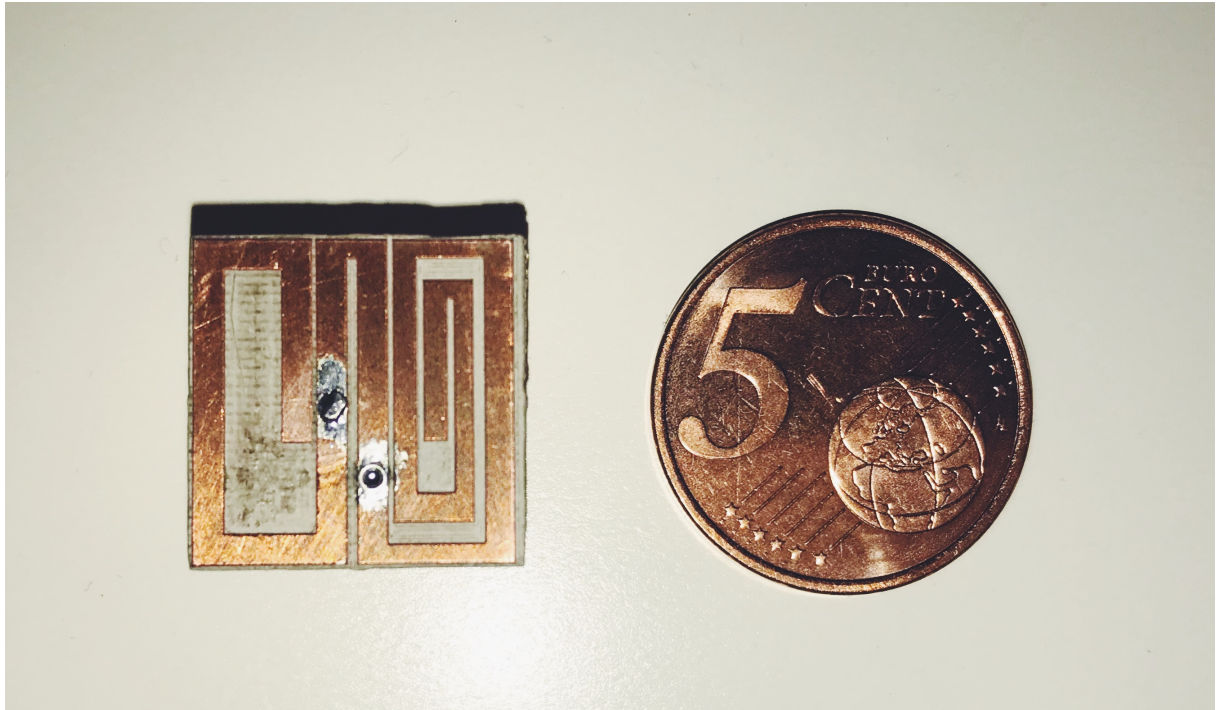


Figura 5.1: Antena fabricada sin superestrato frente a moneda



Figura 5.2: Antena fabricada sin superestrato

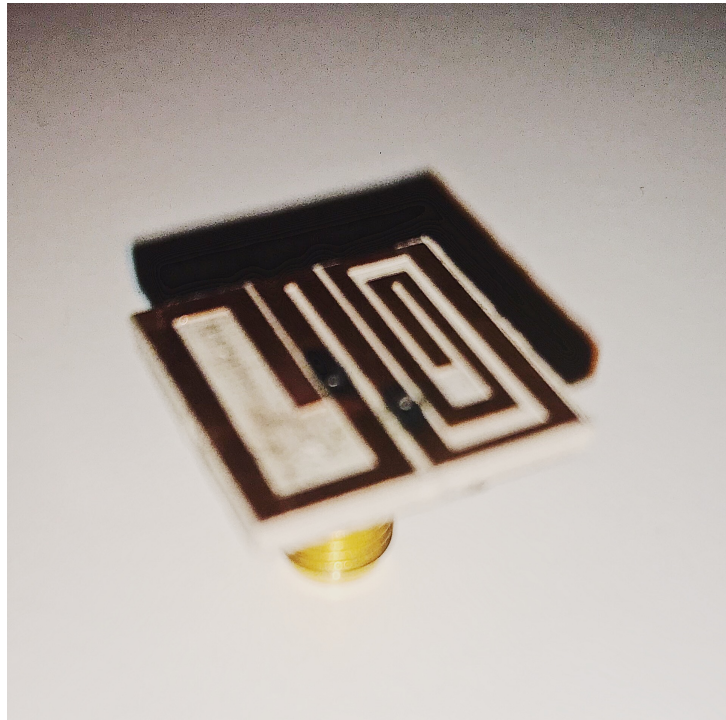


Figura 5.3: Antena fabricada sin superestrato, perspectiva

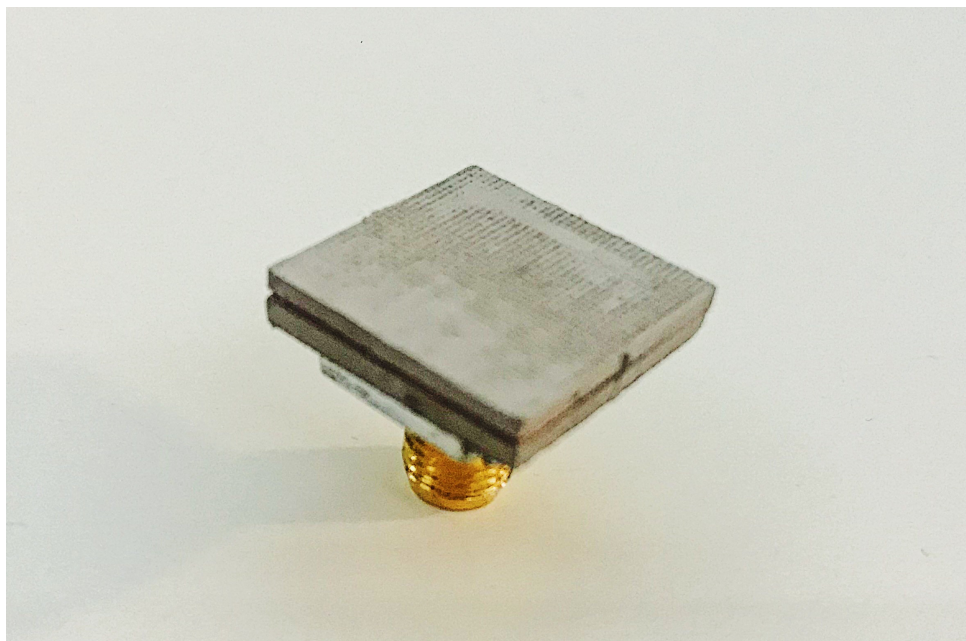


Figura 5.4: Antena fabricada con superestrato

5.1.3. Procedimiento y toma de medidas

Para realizar la toma de medidas de la antena fabricada, se utiliza la instrumentación del laboratorio de Teoría de la Señal y Comunicaciones de la Universidad Carlos III de Madrid.

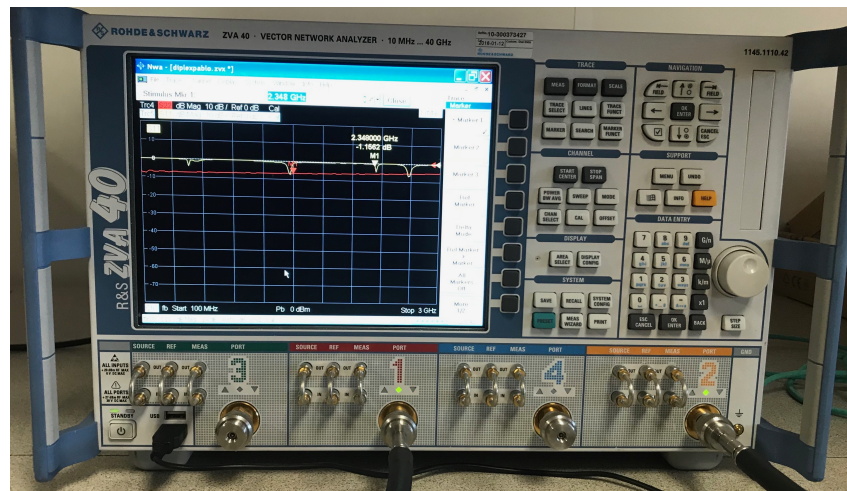


Figura 5.5: Analizador vectorial de redes

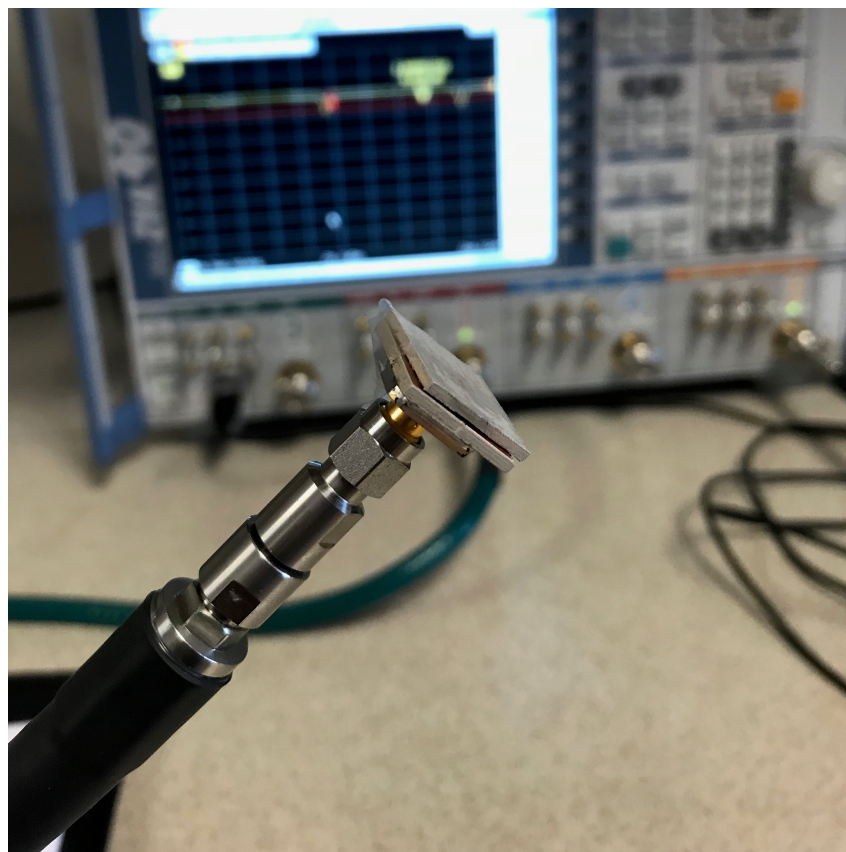


Figura 5.6: Medición de la antena fabricada

El analizador vectorial de redes es un instrumento que mide los parámetros S en función de la frecuencia. Se utiliza una sonda para conectar el dispositivo a la antena. Esta manda una señal y mide la reflexión de la misma. Para configurarla, se selecciona el parámetro s_{11} , que es el que mide la reflexión en el puerto de entrada. Se selecciona el rango de frecuencias que se quiere medir, entre 100 MHz y 3 GHz, para observar tanto la banda MICS como la banda ISM. Es necesario calibrar la máquina en ambos puertos, para eliminar el efecto que introduce el cable y examinar solo en el puerto de entrada a la antena. Para esto, se termina en cortocircuito y en circuito abierto, y se ajusta la carga adaptada.

Las medidas realizadas mediante el analizador vectorial del parámetro s_{11} , se exportan a través de la máquina en un fichero con extensión *.slp*, que se puede cargar en MATLAB [30] para la representación de los resultados. Estas medidas se realizan en el aire.

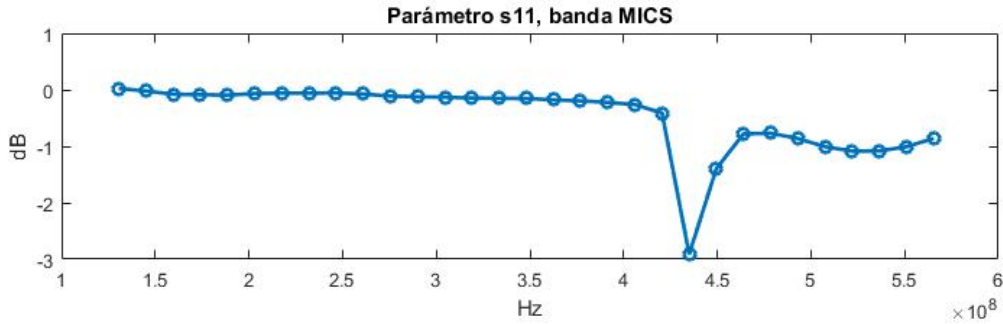


Figura 5.7: Parámetro s_{11} medido, banda MICS

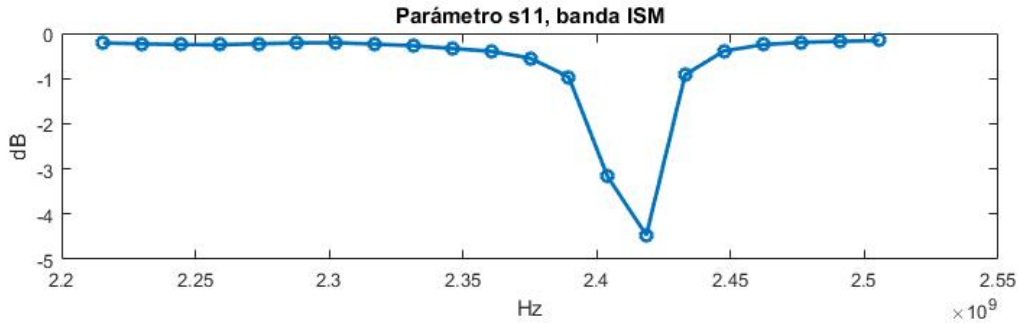


Figura 5.8: Parámetro s_{11} medido, banda ISM

A continuación se muestran los resultados del parámetro s_{11} simulado en el aire, para realizar la comparación entre las medidas realizadas.

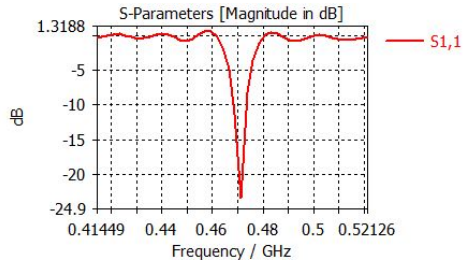


Figura 5.9: Parámetro s_{11} simulado en aire, banda MICS

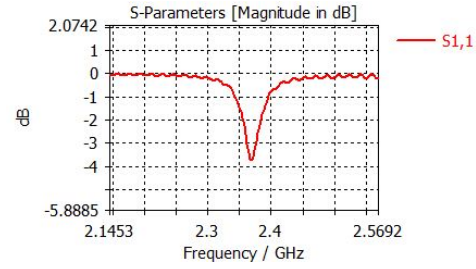


Figura 5.10: Parámetro s_{11} simulado en aire, banda ISM

Se observa que las medidas realizadas del parámetro de reflexión se asimilaran a la simulación, donde el rango de frecuencias adaptado en la toma de medidas es el mismo que en la simulación, aunque presenten valores diferentes de parámetro de reflexión. Se obtiene una adaptación en frecuencia de nivel bajo, porque las medidas se han realizado en el aire. Cuando la antena se inserte en el cuerpo humano o en un modelo electromagnético con las mismas características, se obtendrán valores similares a los de la simulación en la piel.

Capítulo 6

Análisis de los resultados obtenidos

6.1. Conclusiones finales

En el presente capítulo, una vez las antenas han sido diseñadas y simuladas, y se ha llevado a cabo la simulación se presentan las conclusiones finales del procedimiento.

En el presente trabajo se ha llevado a cabo el estudio y análisis de cuatro diseños de antenas. Dos de estos prototipos funcionan en la banda MICS, y los dos últimos tanto en la banda MICS como en la banda ISM. Las cuatro antenas se implementan mediante antenas de parche miniaturizadas, mediante una parte radiadora de metal, dos substratos para asegurar la bio-compatibilidad, alimentación mediante cable coaxial y plano de masa. A medida que se presenta un diseño se reducen las dimensiones totales de la antena, comenzando por $40 \times 32 \times 8 \text{ mm}^3$, y terminando por $13.1 \times 8 \times 4.827 \text{ mm}^3$. El objeto de las conclusiones es estudiar qué efecto produce en las características radiantes de la antena el hecho de reducir las dimensiones. Se valoran los resultados obtenidos, se realiza una comparativa entre los diseños propuestos y se elige qué antena presenta un mejor comportamiento de forma cualitativa. Además, se quiere seleccionar una aplicación posible para cada tipo de antena, y valorar cuáles son las debilidades y fortalezas de cada prototipo.

A continuación, se muestra una tabla a modo de breve resumen de las características obtenidas tras la simulación de las antenas estudiadas.

	Antena <i>microstrip</i> espiral	Antena PIFA espiral	Antena PIFA compacta	Antena PIFA multi-capa
Banda MICS	✓	✓	✓	✓
Banda ISM	-	-	✓	✓
Dimensiones	40x32x8 mm ³	32x24x8 mm ³	16.5x16.5x2.54 mm ³	13.1x8x4.827 mm ³
Geometría	Espiral	Espiral	Espiral-Meandro	Multi-capa espiral
Pin cortocircuito	-	✓	✓	✓
Substratos	Arlon AD 1000 $\epsilon_r = 10.2$	Arlon AD 1000 $\epsilon_r = 10.2$	Arlon AD 1000 $\epsilon_r = 10.2$	Rogers TMM 10 $\epsilon_r = 9.2$
Modelo cuerpo humano	Piel y tres capas	Piel y tres capas	Piel	Cabeza
Adaptación en frecuencia	-26 dB	-11 dB	MICS: -40 dB ISM: -20 dB	MICS: -1 dB ISM: -11 dB
Directividad	2.5 dBi	2.9 dBi	MICS: 3.6 dBi ISM: 3.8 dBi	MICS: 2.17 dBi ISM: 3.6 dBi
Eficiencia	0.1 %	0.1 %	MICS: 0.2 % ISM: 25 %	MICS: 0.02 % ISM: 3 %
Ganancia realizada	-28 dB	-30 dB	MICS: -37 dB ISM: -2.7 dB	MICS: -47.75 dB ISM: -30 dB
SAR [W/kg]	298.61	197.64	MICS: 451.98 ISM: 256.02	MICS: 162.55 ISM: 318.71

Tabla 6.1: Resumen antenas propuestas

Se puede observar que las cuatro antenas presentan unos resultados similares, donde la diferencia más significativa, y donde se puede establecer un criterio de clasificación es en la capacidad para transmitir en dos bandas de forma simultánea. El criterio que se sigue a la hora de valorar los resultados es según los parámetros más relevantes de esta investigación: adaptación de la antena y dimensiones. El resto de parámetros, al ser similares entre sí, no aportan una diferenciación entre la calidad de las antenas.

Primero, se valoran los resultados de las antenas mono-banda Antena *microstrip* espiral y Antena PIFA espiral, que solo funcionan en la banda MICS. En la tabla anterior se puede observar que ambas presentan eficiencia, ganancia y directividad similares, el mismo tipo de sustrato y un nivel de SAR similar. Sin embargo, la primera presenta un mejor nivel de adaptación en frecuencia que la segunda. Esto significa que la transmisión de la primera antena tiene un número menor de reflexiones que la segunda, y que una mayor parte de

la señal transmitida cruza la barrera del cuerpo humano. Sin embargo, la segunda antena tiene unas dimensiones menores, debido al pin de cortocircuito que se incluye en su diseño, y el nivel de adaptación permite transmitir la señal.

Teniendo estos aspectos en cuenta, no se puede concluir de forma general que una antena sea mejor que otra. Se debe estudiar de forma cualitativa el tipo de aplicación para la que conviene utilizar una antena u otra. La primera antena, tiene dimensiones más grandes pero menos reflexiones en su transmisión. Se propone que este diseño sea utilizado para aplicaciones donde el dispositivo se inserte entre varios tejidos del cuerpo humano, ya que se ha demostrado que funciona entre el músculo, la grasa y la piel. Dado que tiene una muy buena adaptación en frecuencia, la señal será transmitida al exterior con mejores resultados que la segunda antena, y se puede implantar de forma profunda en el cuerpo humano, lejos de la superficie. Por otra parte, la segunda antena cuenta con menores dimensiones y un valor menor de adaptación en frecuencia. Esta antena puede ser utilizada para dispositivos pequeños, que requieran una antena acorde a estas dimensiones. Aunque se ha probado su funcionamiento entre la piel, grasa y músculo, debido a que cuenta con mayores reflexiones, esta antena funcionará con un mayor rendimiento si se implanta en una zona cercana a la superficie, donde no exista una gran distancia con el aire para reducir las reflexiones.

A continuación, se valoran los resultados de las antenas doble-banda Antena PIFA compacta y Antena PIFA multi-capa, que transmiten de forma simultánea en las bandas MICS y ISM. De nuevo, se comparan los parámetros relevantes tales como la adaptación en frecuencia y las dimensiones de las antenas en ambas bandas. Para la banda MICS, la segunda antena no consigue una adaptación buena, lo que significa que la señal es reflejada prácticamente en su totalidad para 400 MHz, pero sí que funciona a 500 MHz. La primera antena se encuentra perfectamente adaptada en la banda MICS, por lo que prácticamente no cuenta con reflexiones al salir al exterior. En la banda ISM, ambas antenas se encuentran adaptadas y la señal se transmite, pero la primera antena tiene un valor de adaptación de mayor calidad. En cuanto a la geometría y dimensiones de la antena, la segunda es más pequeña y cuenta con una geometría multi-capa muy interesante, que permite reducir las dimensiones. La primera antena es levemente más grande, de una sola capa.

Una vez estudiados estos aspectos, se concluye que entre los dispositivos doble-banda, la Antena PIFA compacta cuenta con mejores prestaciones. Se consigue que transmita en ambas bandas con muy buena calidad, mientras que la segunda antena tiene grandes reflexiones en la banda MICS, por lo que no podría ser utilizada para la transmisión. Sería interesante continuar una línea de investigación sobre esta antena, estudiando cómo conseguir que transmita con calidad, ya que la tipología de la antena multi-capa y la reducción de las dimensiones puede desembarcar en un gran avance en este ámbito. Por otra parte, la primera Antena PIFA compacta, presenta unas dimensiones muy pequeñas y un valor de gran calidad en la adaptación. Podría ser utilizada para cualquier aplicación, ya que es pequeña y presenta mínimas reflexiones en ambas bandas de frecuencia.

Si ahora se comparan los resultados entre las antenas mono-banda y las antenas doble-banda, se valora el gran interés que tiene la transmisión simultánea en ambas bandas de frecuencia para la transmisión de datos en aplicaciones médicas. Debido al aumento de la

frecuencia de trabajo, se consigue una eficiencia del 20 % en la banda ISM, frente al 0.2 % en la banda MICS. La posibilidad de transmisión en la banda ISM, donde un mayor nivel de potencia es radiado desde la antena es un factor importante a la hora de establecer la comparación entre las antenas propuestas. Además, también se cuenta con la posibilidad de transmitir en la banda tradicional para aplicaciones médicas MICS.

Por lo tanto, la Antena PIFA compacta doble-banda resulta ser el prototipo que cuenta con mejores prestaciones de los cuatro que se presentan. Ya que además de tener unas dimensiones muy pequeñas compatibles con cualquier dispositivo y aplicación, es capaz de transmitir en ambas frecuencias de forma simultánea con mínimas reflexiones.

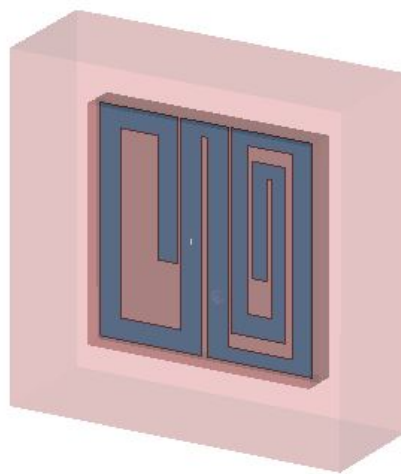


Figura 6.1: Antena PIFA compacta doble-banda

6.2. Líneas de trabajo futuras

Se pretende que a partir del presente trabajo sea posible desarrollar nuevas líneas de conocimiento en la materia de las antenas implantables para aplicaciones médicas. Se trata de un área que a día de hoy presenta numerosos retos en base al diseño e implementación de las mismas. Además, existen nuevas tecnologías que podrían ser aplicadas a los datos que las antenas son capaces de transmitir, que ayudarían al desarrollo tecnológico del sector, a mejorar la calidad de vida de los pacientes y a salvar más vidas.

- Mejora de la adaptación en frecuencia de la Antena PIFA multi-capa doble-banda presentada en este trabajo. Tal y como se ha estudiado previamente, este diseño se adapta en la banda ISM, pero no se consigue un buen valor en la banda MICS. Se propone investigar sobre técnicas que puedan mejorar la transmisión en la banda MICS de esta antena.
- Diseño de antenas implantables para aplicaciones médicas mediante antenas de lazo. Resulta interesante realizar un trabajo de síntesis e investigación sobre esta metodología para la implementación de las antenas. Previamente, se ha visto en el capítulo

dos (ver 2.5), que actualmente se está trabajando con esta técnica. Se podría realizar un estudio comparativo entre antenas implantables para aplicaciones médicas implementadas mediante antenas de parche, y las implementadas mediante antena de lazo.

- Investigación en soluciones para maximizar la eficiencia de las antenas implantables implementadas mediante antenas de parche. Se ha insistido en el presente trabajo, que uno de los grandes problemas de la implementación mediante antenas de parche miniaturizadas, es la muy baja eficiencia que presentan las antenas pequeñas. Por esto, investigar técnicas sobre cómo conseguir que la potencia transmitida sea mayor es una línea de trabajo futura muy interesante y que podría conllevar grandes resultados.
- Uso de *Machine Learning* para detección de condición peligrosa del paciente. Con la rápida evaluación de las tecnologías, resulta natural integrar diferentes tendencias para conseguir grandes objetivos. Utilizar *Machine Learning* (Aprendizaje máquina), para conseguir detectar patrones y aprender de ellos, puede ser útil a la hora de detectar enfermedades, o condiciones puntuales del paciente. Por ejemplo, un ataque al corazón, o un episodio epiléptico, podría ser detectado por los dispositivos implantables y poner una solución antes de que ocurran.
- Aplicación de antenas implantables como solución a la pérdida del sentido visual. En los últimos años, se han llegado a crear prototipos de ojos biónicos, que podrían ser la solución a la ceguera. Resulta interesante investigar cómo el sistema de antenas integrado y de comunicaciones interviene en este área.
- Análisis de aplicaciones posibles a partir de las antenas implantables. En la sociedad digitalizada en la que vivimos, el uso de un *smartphone*, está mayormente generalizado. Resulta natural integrar las funcionalidades de las antenas tales como la monitorización del paciente o suministro de medicamentos a través de una aplicación que el paciente pueda llevar en el bolsillo.
- Técnicas de miniaturización de la antena. En el caso de las antenas implantables para aplicaciones médicas, las dimensiones de la misma antena es un tema muy importante. Se quiere que el dispositivo sea lo más pequeño posible para que su inserción sea más sencilla y poco invasiva para el paciente. Conseguir dimensiones pequeñas, al mismo tiempo que se mantienen las propiedades de radiación, y se maximiza la eficiencia, es importante para el avance de esta ciencia.
- Desarrollo de dispositivos bio-compatibles donde insertar la antena. En encapsulado del dispositivo implantable resulta un reto a la hora del diseño, debido a que debe ser bio-compatible con el cuerpo humano y al mismo tiempo dejar pasar la potencia de la señal al exterior. Un posible trabajo realizable a partir de lo que se estudia en este trabajo, sería un diseño de estos dispositivos.

Existe una gran variedad de líneas de futuro abiertas en la investigación de antenas implantables para aplicaciones médicas. Gracias a la rápida evolución del mundo digital,

la tecnología brinda mayores oportunidades de crecimiento en el sector de las telecomunicaciones y de la telemedicina. En definitiva, continuar investigando en esta línea de conocimiento proporcionará un desarrollo en nuestra sociedad tanto en las telecomunicaciones como en el sector médico, y al fusionarse ambas áreas, conseguir salvar vidas.

Anexos

Anexo A

Marco regulador

A.1. Regulación espectro radioeléctrico

Las antenas implantables se diseñan para trabajar en una banda de frecuencia específica, o en el caso de las antenas bi-frecuencia, en dos bandas de forma simultánea.

- MICS (Medical Implant Communications Service), 402-405 MHz.
- ISM (Industrial, Scientific and Medical), 2.4-2.48 GHz.

Las bandas de frecuencias de trabajo son estandarizadas y reguladas por la Secretaría de Estado para el Avance Digital, que pertenece al Ministerio de Economía y Empresa. La atribución de cada rango de frecuencias en las que se divide el espectro radioeléctrico disponible para radiocomunicaciones se encuentra recogida en el CNAF (Cuadro Nacional de Atribución de Frecuencias), en el que se aplica la Orden ETU/416/2018 [31].

Se recogen los requisitos técnicos de las interfaces radioeléctricas reglamentadas para dispositivos radioeléctricos de corto alcance y baja potencia destinados a ser utilizados como implantes médicos mediante la Resolución de 8 de julio de 2013, de la Secretaría de Estado de Telecomunicaciones y para la Sociedad de la Información [32].

A.2. Estándares técnicos

La tecnología de las antenas implantables cuenta con una estandarización en los dispositivos implementados, con el fin de asegurar compatibilidad entre los sistemas y protección al usuario frente a riesgos. Deben ser diseñados cumpliendo ciertos requisitos, regulados por estándares técnicos.

- EN 45502 [33], [34], [35], [36], que regula los dispositivos implantables activos. Recoge requisitos tales como una variación de temperatura siempre menor a 2°C, indicadores de vida útil del dispositivo, límites de tensión de 10 μ V o protección de potencia de señal frente a interferencias.

ANEXO A. MARCO REGULADOR

- IEC 62304 [37], que estandariza de forma internacional el software utilizado para el control de los dispositivos médicos. Este estándar se compromete a proteger al paciente de software sospechoso, de dudoso origen que pueda comprometer el funcionamiento del producto. Se compone también de condiciones sobre el ciclo de vida del software.
- ISO 14971 [38], se trata de un estándar que gestiona los riesgos y características que deben cumplir los dispositivos médicos de cualquier tipo, con el fin de proteger la integridad y salud del paciente. Se establecen el proceso de gestión de riesgos que debe cumplir el fabricante del dispositivo.

Además de los citados, existe una relación de estándares [39] en la que se establece una norma europea para cada proceso y componente, relativa a los dispositivos médicos implantables activos. Estos estándares han sido creados bajo la directiva 90/385/EEC de la Comisión Europea [40].

A.3. Análisis de la legislación aplicable

Los productos sanitarios implantables activos quedan legislados en territorio nacional según los siguientes apartados.

- REAL DECRETO 1591/2009, de 16 de octubre, por el que se regulan los productos sanitarios [41].
- REAL DECRETO 1616/2009, de 26 de octubre, que regula los productos sanitarios implantables activos [42].
- REAL DECRETO 090/2015, de 4 de diciembre, que regula los ensayos clínicos con medicamentos, los Comités de Ética de la Investigación con medicamentos y el Registro Español de Estudios Clínicos [43].
- ORDEN SCO/3603/2003, de 18 de diciembre, por la que se crean los registros nacionales de implantes [44].

Los productos sanitarios implantables activos quedan legislados bajo el marco legal de la Unión Europea según los siguientes apartados.

- Reglamento (UE) 2017/745 del Parlamento Europeo y del Consejo, de 5 de abril de 2017 sobre los productos sanitarios [45].
- Reglamento de ejecución (UE) 2017/2185 de la Comisión de 23 de noviembre de 2017 relativo a lista de los códigos y los correspondientes tipos de productos para especificar el alcance de la designación de los organismos notificados en el ámbito de los productos sanitarios [46]

ANEXO A. MARCO REGULADOR

Las antenas implantables se tratan de dispositivos que se insertan dentro de un paciente, en contacto con tejidos vivos que conforman los diferentes órganos del cuerpo humano. Estos dispositivos radiantes, generan una energía electromagnética que se propaga por el cuerpo en forma de potencia. Dichos niveles de radiación y potencia deben ser controlado para que no resulten nocivos. Existe un parámetro de medida estudiado, la tasa de absorción específica (conocida como SAR por sus siglas en inglés) que mide la cantidad de potencia que el cuerpo humano puede llegar a absorber. Estos niveles están regulados según *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields* [12].

A.4. Cuestiones de propiedad intelectual

La propiedad intelectual se define como un conjunto de derechos sobre un bien que corresponde a la autoría del mismo. A nivel de investigación de dispositivos de transmisión, tal y como son las antenas implantables, existe una regulación y legislación para ser propietario de este conjunto de derechos. El mecanismo para poseer los derechos sobre un nuevo y original modelo de una antena se regula mediante la Oficina de Patentes y Marcas, órgano que pertenece al Ministerio de Industria, Comercio y Turismo. Una vez otorgada la patente, el propietario de la misma se reserva explotar en exclusiva la invención patentada, impidiendo a otros su fabricación, venta o utilización sin consentimiento. Las patentes expedidas se encuentran legisladas bajo la Ley 11/1986 [47].

Anexo B

Entorno socioeconómico

B.1. Impacto socioeconómico

La sociedad se encuentra actualmente en una etapa de transformación digital y de digitalización. Los avances tecnológicos y su integración en áreas que se consideraban hasta hoy tradicionales, han permitido una gran evolución en la optimización de procesos de diferentes industrias, en nuestra vida profesional así como en los aspectos personales. La ciencia y tecnología evolucionan, y gracias a un proceso de investigación ahora es posible contar con antenas de dimensiones milimétricas, las cuales cuentan con innumerables aplicaciones. En este proyecto se han diseñado cuatro modelos de antenas, pensadas para transmitir en las bandas MICS y ISM, para aplicaciones médicas.

Las antenas implantables se utilizan, junto a dispositivos y sensores médicos, para monitorizar y controlar procesos del cuerpo humano. La transmisión de los datos recogidos por los dispositivos médicos implantables es imprescindible para que estos puedan ayudar al ser humano, dado que necesitan intervención humana, ya sea de personal médico, ingenieros o del mismo paciente. La calidad de vida de un paciente que tras un diagnóstico, es candidato a llevar un dispositivo médico mejora satisfactoriamente. Por ejemplo, una persona que sufra de diabetes, puede controlar sus niveles de azúcar en sangre desde un teléfono móvil y suministrarse insulina sin necesidad de utilizar los métodos tradicionales -como extraer una muestra pequeña de sangre cada cierto tiempo. Resulta más cómodo que un dispositivo detecte de forma constante los niveles de azúcar, y proporcione al paciente la dosis de insulina correcta sin necesidad de que este intervenga. Otro caso de uso que resulta interesante para estudiar la influencia de estos dispositivos, es una reciente investigación para prevenir y tratar episodios epilépticos. Estos son detectados por el comportamiento neuronal del sistema nervioso antes de que ocurran, y el dispositivo médico que consiste en una antena implantable es capaz de enviar una señal al médico responsable del paciente, contacto de emergencia, o incluso realizar una acción en el área cerebral para impedir que este episodio ocurra, y llegar incluso a salvar vidas.

Según el estudio de la Memoria Anual de Sostenibilidad [48] de 2017 de Fenin (Federación Española de Empresas de Tecnología Sanitaria), la facturación del mercado de tecnología sanitaria aumentó en un ciclo anual en un 3 por ciento, facturando 7.500 millones de euros

ANEXO B. ENTORNO SOCIOECONÓMICO

en España. Se obtiene por lo tanto un crecimiento positivo consecutivo tras el quinto año, siendo el aumento total del 30 por ciento con respecto a los mercados exteriores. Dicho informe señala que los países integrantes de la Unión Europea son los mayores facturadores de exportaciones, siendo España el país con mayor porcentaje - 70 por ciento - de las mismas.

El sector de tecnología sanitaria en España, según el Estudio del sector de Tecnología Sanitaria y equipamiento hospitalario en España [49], realizado por Fenin, genera 32.000 empleos directos y hasta 150.000 empleos indirectos. Esto implica una necesidad de formación a los empleados, en materia sanitaria y tecnológica, así como en nivel de idiomas, siendo el más importante el inglés. La inversión en el ámbito de I+D+i en el sector resulta ser el 3 por ciento del total invertido en España en este ámbito, que asciende a 225 millones de euros. Estos datos implican un sector en constante crecimiento, con personal capacitado para desempeñar su trabajo y mejoras en la atención al paciente. Los equipos sanitarios tecnológicos se encuentran en constante actualización, aunque existe una falta de implicación de las empresas en el ámbito de investigación o de I+D+i. Como debilidades del sector, se llega a la conclusión de que se necesita una gran inversión para un desarrollo de nuevos productos y de su posterior implementación. Además, mercados externos tales como los orientales suponen una amenaza para el sector español a la hora de la comercialización de productos, debido a la diferencia de costes y por lo tanto de precio comercial que pueden ofrecer. Por otra parte, España es líder en exportaciones en Europa, debido a la alta calidad del servicio sanitario español, y al prestigioso reconocimiento de estándares europeos, los cuales inspiran confianza a los países extranjeros.

Existe una gran oportunidad a nivel económico y social en el sector de la tecnología sanitaria, donde se incluyen los dispositivos médicos implantables activos. Es un momento idóneo para aprovechar la revolución tecnológica que se está viviendo estos últimos años, junto a otros factores que pueden resultar favorables. Actualmente existe una gran demanda de productos sanitarios que aumenta año tras año. La población española ha sufrido un envejecimiento, por lo que las patologías asociadas a la edad se encuentran presentes en el día a día de los centros médicos. Esto puede dar lugar a un aumento de demanda de dispositivos médicos para mejorar la calidad de vida, diagnóstico y monitorización de las personas mayores, lo cual implica una oportunidad de creación de nuevos dispositivos, aumento de producción, y por consiguiente, mayores ingresos en el sector.

ANEXO B. ENTORNO SOCIOECONÓMICO

B.2. Planificación y presupuesto del proyecto

En el siguiente apartado del presente anexo adjunta la planificación seguida para la elaboración del proyecto. Se incluye también el presupuesto del proyecto detallado.

B.2.1. Planificación del proyecto

La planificación del proyecto cuenta con un desglose de tareas en las que se detalla la duración en semanas de las mismas (ver tabla B.1). Nótese que existen tareas que pueden ser realizadas en paralelo, y se muestra de esta forma en la representación del diagrama de Gantt adjunto (ver Diagrama de Gantt B.1).

PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO	
Fase 1. Estudio previo	
1.1 Estudio teórico sobre la tecnología implicada en las antenas implantables para aplicaciones médicas	1 semana
1.2 Objetivos del proyecto	1 semanas
1.3 Estado del arte de las antenas implantables	2 semanas
1.4 Búsqueda de soluciones al problema planteado	1 semana
Total duración fase 1	5 semanas
Fase 2. Diseño y simulación de los prototipos	
2.1 Diseño antena microstrip	3 semanas
2.2 Diseño antena PIFA	3 semanas
2.3 Diseño antena compacta doble-banda	4 semanas
2.4 Diseño antena multi-capa doble-banda	4 semanas
Total duración fase 2	14 semanas
Fase 3. Simulación de las antenas	
3.1 Modelado del cuerpo humano para la simulación	1 semana
3.2 Análisis de los resultados obtenidos	4 semanas
Total duración fase 3	5 semanas
Fase 4. Fabricación de los prototipos	
4.1 Fabricación de los prototipos	1 semana
4.2 Realización de medidas en el laboratorio	0.5 semanas
Total duración fase 4	1.5 semanas
Fase 5. Redacción de la memoria del proyecto	
5. Documentación del proceso seguido y análisis de resultados	10 semanas
Total duración fase 5	10 semanas
Total duración del proyecto	
	35.5 semanas

Tabla B.1: Planificación del proyecto

ANEXO B. ENTORNO SOCIOECONÓMICO

Planificación del proyecto

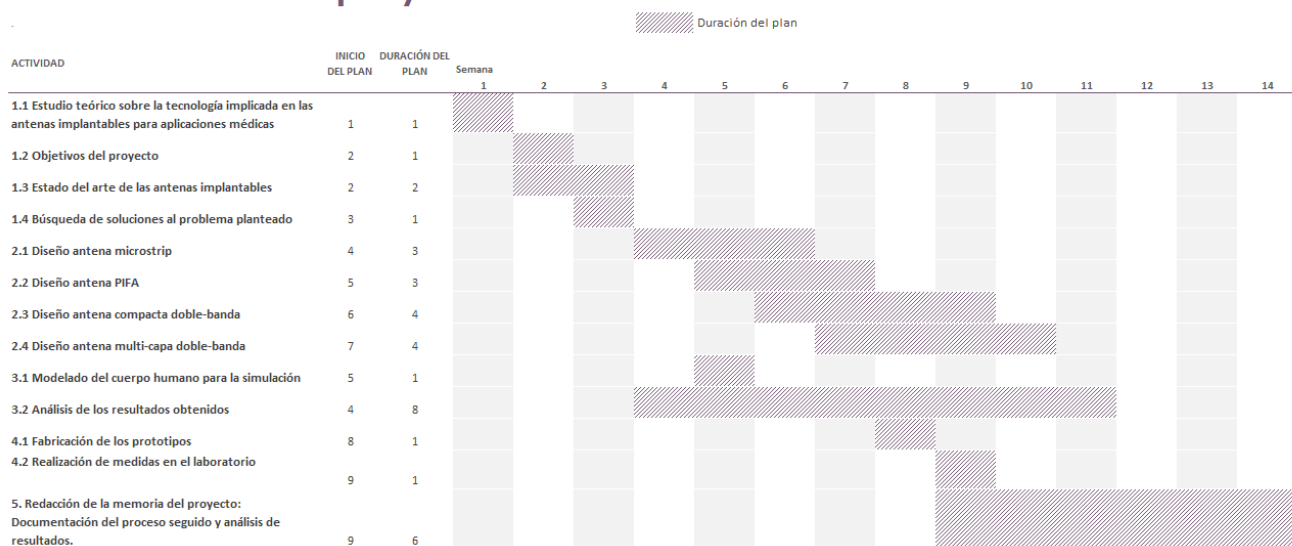


Figura B.1: Diagrama de Gantt para la planificación del proyecto

El diagrama de Gantt anterior muestra el flujo de trabajo y la planificación necesaria para llevar a cabo la realización del proyecto. Existen diferentes tareas que pueden ser llevadas a cabo en paralelo, por lo que aunque la duración total de trabajo es de 36 semanas, en el tiempo se realiza el proyecto en 14 semanas.

B.2.2. Presupuesto del proyecto

En el presupuesto del proyecto se incluyen los siguientes conceptos:

- **Trabajo del alumno.** El alumno se encuentra en capacidad de becario, pues el presente trabajo se realiza con el objeto de formalizar su título en Ingeniero Técnico de Telecomunicaciones, especializado en Sistemas de Comunicaciones. Se estima que el alumno dedica 600 horas a este trabajo, con una dotación de 7 euros por hora.
- **Trabajo del tutor.** El tutor académico se encuentra en capacidad de Ingeniero Superior de Telecomunicaciones. Se estima que el tutor académico dedica 100 horas a este trabajo, con una dotación de 25 euros por hora.
- **Trabajo del personal técnico.** La fabricación de las antenas las realiza el personal de la Oficina Técnica de la Universidad Carlos III de Madrid. Se estima que el personal técnico destina 20 horas a este trabajo, con una dotación de 12 euros por hora.
- **Materiales.** Los materiales para construir los materiales de las antenas se detallan en la tabla de presupuestos.
- **Instrumentación.** Los equipos utilizado para la realización de medidas de las antenas son prestados desde la universidad, pudiendo utilizar los laboratorios del

ANEXO B. ENTORNO SOCIOECONÓMICO

departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones de la Universidad Carlos III de Madrid. Se estima que la toma de medidas se realiza en 20 horas, durante los que se hace uso del laboratorio de la Universidad. La dotación a la Universidad por la cesión del equipamiento de laboratorio es de 50 euros por hora.

- **Licencia del entorno de simulación.** El entorno de simulación utilizado se trata de CST Studio Suite 2018. Cada licencia anual tiene un valor de 4.000 euros para aplicaciones comerciales. La universidad se encuentra en contrato subvencionado con la empresa, por lo que la licencia del programa desciende a 1.000 euros anuales. Además, se utilizan los programas AutoCAD y MATLAB de forma adicional para la realización de la memoria, y su importe de licencia se encuentra detallado en la tabla de presupuestos. La realización de la memoria se crea en formato Latex, utilizando TexMaker.

A continuación, se recoge el importe de cada concepto detallado para formar el presupuesto total del proyecto.

PRESUPUESTO DEL PROYECTO	
Mano de obra	
Trabajo del alumno	4.200 euros
Trabajo del tutor	2.500 euros
Trabajo del personal técnico	240 euros
Total presupuesto Mano de obra	6.940 euros
Materiales	
Fabricación antena compacta doble-banda	400 euros
Total presupuesto Materiales	400 euros
Equipo y software	
Ordenador	1.000 euros
Licencia CST Studio Suite 2018	1.000 euros
Licencia MATLAB	1.000 euros
Licencia AutoCAD	460 euros
Licencia entorno Latex - TexMaker	0 euros
Total presupuesto Equipo y software	3.460 euros
Instrumentación	
Alquiler laboratorios	1.000 euros
Fluido simulador del cuerpo humano	200 euros
Total presupuesto Instrumentación	1.200 euros
Total presupuesto proyecto	12.000 euros

Tabla B.2: Presupuesto del proyecto

Anexo C

Resumen de contenidos en inglés

En el siguiente anexo, se detalla de un resumen completo sobre el trabajo realizado en inglés. Se incluyen descripciones sobre los diferentes capítulos, procedimiento de diseño de las antenas, resultado de las simulaciones, proceso de fabricación de la antena y conclusiones finales.

Este resumen en inglés se incluye con el objeto de facilitar la comprensión del presente trabajo a investigadores, alumnos e interesados internacionales. Se quiere que este documento pueda servir de apoyo para posibles líneas futuras de investigación y conocimiento.

La bibliografía no se incluye en el resumen, ya que los contenidos han sido citados en la versión extendida del documento en castellano.

El resumen de contenidos en inglés comienza en la siguiente página.

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF IMPLANTABLE ANTENNAS FOR MEDICAL PURPOSES

C.1. Introduction

We live in an era where the need for communications has become a priority for our society. The main goal of the latest advances in communications consists on the transmission of data using wireless communications. Wireless communications researches have focused on the line of body-centred wireless communications, to achieve sending and receiving data from the inside of the human body. It is necessary to design implantable medical devices that includes an antenna, that is capable of transmitting data through the barrier of the human body. Also, these antennas must have small dimensions to be inserted inside the human body, be covered of bio-compatible materials for radiation protection and to transmit with enough power to establish a communications link at the same time.

Within the last years, there are more diseases and health conditions that can be diagnosed, monitored and treated using implantable medical devices. They achieve more accurate, accessible and quality outcomes. The use of implantable antennas for medical purposes carries a big step in the health sector, where the integration of these devices with traditional procedures of medicine have converged into a common point, where doctors and engineers work together towards the future to save lives.

In the present dissertation different techniques for the implementation of these antennas are studied. Four different prototypes are designed, where the total dimensions of the antennas are reduced as this paper advances, while the radiation parameters are conserved. For this outcome, miniaturization techniques are used, and significant parameters are studied for the transmission. One of these prototypes is manufactured and measured. Finally, the results obtained are analysed and the ideal application for each implantable antenna is discussed. Also, a theoretical study about body-centred wireless communications and required devices is included.

Keywords: Implantable antenna; implantable medical device; miniaturization; *microstrip* antenna; PIFA antenna; biomedical applications; bio-telemetry; body-centred wireless communications.

C.2. State of Art

C.2.1. Introduction to Implantable Antennas

Active Implantable Medical Devices (AIMD's) are devices that are implanted inside the human body for medical purposes and include an antenna for data transmission. AIMD's have many applications in terms of diagnosis, treatments and follow-ups of a patient. A need for communication arises, since the possible applications of these devices come to their minimum if they are not able to establish a communications link with another device outside of the human body. For this link is it mandatory to include an antenna in the design of the device that is capable of sending and receiving data through the human body. The communication link is established in two ranges of frequency:

- MICS (Medical Implant Communications Service), 402-405 MHz.
- ISM (Industrial, Scientific and Medical), 2.4-2.48 GHz.

C.2.2. Patch antennas

An antenna is a device that turns guided electromagnetic energy into radiated energy. The signal travels and carries information. For the implementation of implantable antenna, the design is based on patch antennas.

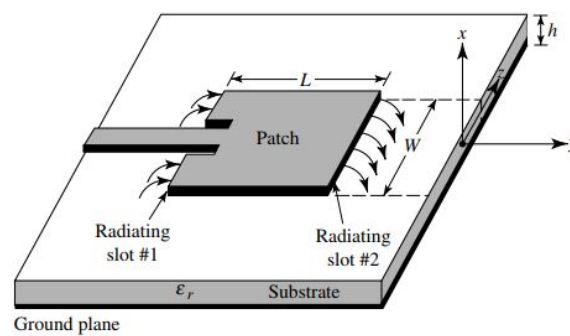


Figura C.1: *Microstrip* patch antenna [1]

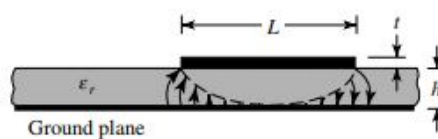


Figura C.2: *Microstrip* patch antenna, side view [1]

ANEXO C. RESUMEN DE CONTENIDOS EN INGLÉS

A patch antenna is a type of antenna that integrates by a metal radiator, a substrate and a ground plane. By using miniaturization techniques, it is possible to achieve small dimensions and light antennas, known as low profile antennas. A Planar Inverted-F Antenna is a miniaturized patch antenna that is commonly used in telecommunications.

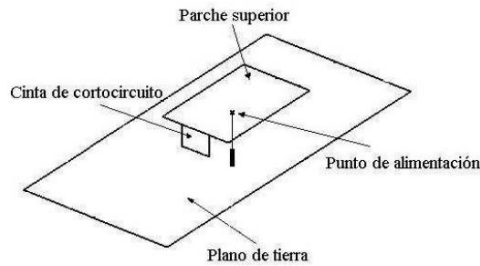


Figura C.3: Planar Inverted F Antenna [2]

C.2.3. Implantable antennas requirements and challenges

Implantable antenna demand very rigorous requirements, due to the complexity of the medium where they are introduced and to their small size.

The reflection coefficient determines the amount of signal that goes from the first medium to the second medium. The lower this parameter is, the less reflection occurs. It is important that in the two ranges of frequency MICS and ISM the reflection coefficient goes below 10 dB. The directivity of the antenna measures how directional the radiation pattern is. There is no need for a very high directive antenna, because it must radiate in all directions outside the body, so the value of this parameter should be low.

It is important that the antenna transfers the maximum amount of power outside of the body. The parameter that measures the difference between the received power and the radiated power is the radiated efficiency. It is very difficult to obtain a high value of this parameter, because of the miniaturization techniques implemented in implantable antenna. The typical values are in the range of 0.1 % for the MICS band and around 10 % for the ISM band. The realized gain depends on the efficiency and directivity, so it is not very high either.

The specific absorption rate measures the amount of power radiated that the tissues of the human body absorb. It is important to control it because it can be bad for the patient. There is current legislation and regulation about the maximum limits, and it can be found under the bibliography.

C.2.4. Communication link

The communication link between an active medical implantable device and a base station is established via body-centred wireless communications (B-CWC). This type of communication belongs in the areas of Personal Area Networks (PAN) and Body Area Networks

ANEXO C. RESUMEN DE CONTENIDOS EN INGLÉS

(BAN). There are three types of B-CWC communications:

- **Off-body:** the link between a device outside the body, like a fitness band (wearables) and a base station (personal computer).
- **On-body:** how devices carried by a human are interconnected.
- **In-body:** communication link between an implantable device and a base station. This is the type of communications that it is studied in this paper.

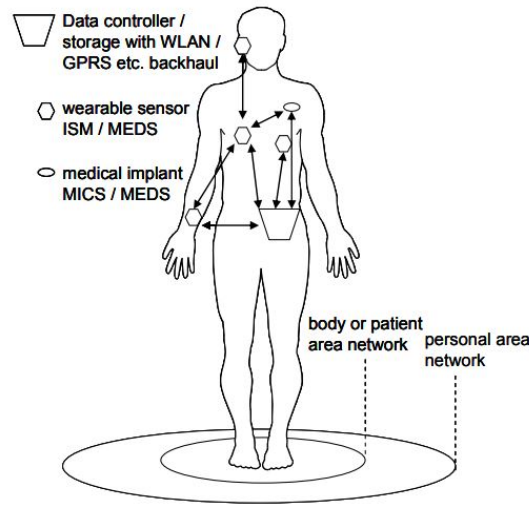


Figura C.4: Telemedicine communication link

It is important to design a device that includes an antenna that is capable of adjusting to this type of communication link. There are many propagation losses, due to the complexity of the human body, which is conformed by a multitude of different tissues. It is a non-homogeneous medium, so it is not easy to model the tissues nor the losses. Also, they are dispersive tissues, so their electric characteristics change with frequency. The relative permittivity of the human body tissue is usually very high, since they are all very good conductors. This makes the propagation very difficult, as they produce losses.

C.2.5. Recent researches

Implantable antenna devices and body-centred communications have received a lot of attention from researches in the last years. Although there is not a lot of information about their behaviour, some important advances have been made. Using loop antennas for the design of implantable antenna might be the solution of the low-efficiency problem typical with miniaturized patch antennas. They are commonly used in telecommunications. The Massachusetts Institute of Technology, the world's most prestigious technology University, presented in the last year an implantable device that can diagnose digestive conditions. Also, they created a new type of communication link called In Vivo Networking, that

ANEXO C. RESUMEN DE CONTENIDOS EN INGLÉS

consists of an antenna that can transmit using different frequencies at the same time. Using this method, the signal can go through the body while radiating more power than with the traditional way, so it is a very robust and efficient system.

C.3. Antenna design

There are four different types of antenna that are designed in this paper. They all seek meeting the previous requirements, in order to be used as implantable antennas.

The first antenna is a microstrip antenna which used a spiral geometry for the radiator. It is covered of a bio-compatible substrate with relative permittivity of $\epsilon_r=10.2$, called Arlon AD 1000. The total dimensions of the antenna are 40x32x8 mm³. It transmits in the MICS band.

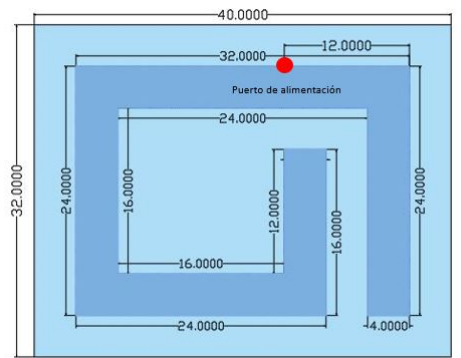


Figura C.5: *Microstrip* spiral antenna

Another mono-band antenna is proposed, that also works in the MICS band. It is similar to the previous one, but adding a short-circuit pin it reduces its dimensions to 32x24x8 mm³. It is covered of Arlon AD 1000, with relative permittivity of $\epsilon_r=10.2$.

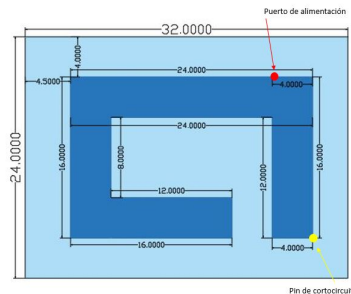


Figura C.6: PIFA spiral antenna

The next antenna is designed to work simultaneously in the MICS band as well as in the ISM band. It is combination of two geometries: spiral and meandered. It is a very

ANEXO C. RESUMEN DE CONTENIDOS EN INGLÉS

compact antenna, and the dimensions are reduced in a 50 % from the first antenna. The total volume of this prototype is: 16.5x16.4x2.54 mm³. It covered from the same substrate as the previous antennas, Arlon AD 1000.

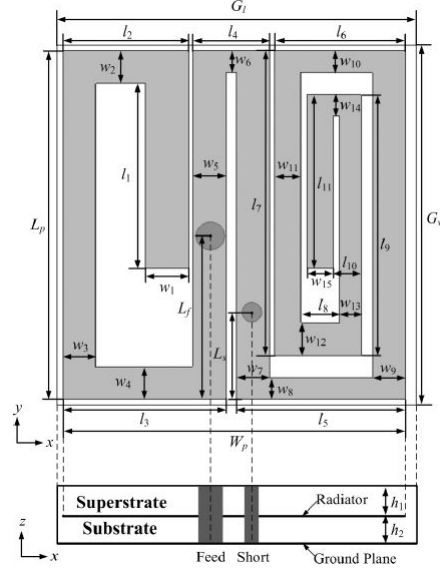


Figura C.7: Compact dual-band antenna

Label	Value	Label	Value
L_p	16	w_2	1.5
W_p	15.74	w_3	1.5
G_l	16.5	w_4	1.5
G_w	16.5	w_5	1.5
l_l	8.5	w_6	1
l_2	5.8	w_7	1.5
l_3	7.5	w_8	1
l_4	3.5	w_9	1.5
l_5	7.74	w_{10}	1
l_6	6	w_{11}	1.2
l_7	14	w_{12}	1.5
l_8	1.8	w_{13}	1
l_9	12	w_{14}	1
l_{10}	1.3	w_{15}	1.2
l_{11}	8	L_f	7.75
w_l	2	L_s	4.25

Tabla C.1: Compact dual-band antenna, dimensions in mm

The last antenna of this paper is implemented by a multi-layered structure. Each layer contains a metal radiator and a substrate made from Rogers TMM 10, with relative

ANEXO C. RESUMEN DE CONTENIDOS EN INGLÉS

permittivity of $\epsilon_r=9.2$, and each layer is placed on top of the previous one, shaping a pyramidal structure. This antenna can transmit in the two range of frequency simultaneously, MICS and ISM. It is the smallest prototype, since its total volume is $13.1 \times 8 \times 4.827 \text{ mm}^3$.

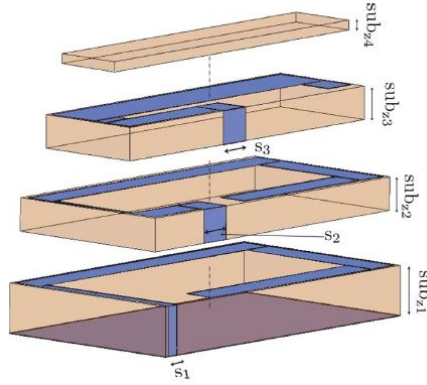


Figura C.8: Multi-layered antenna structure

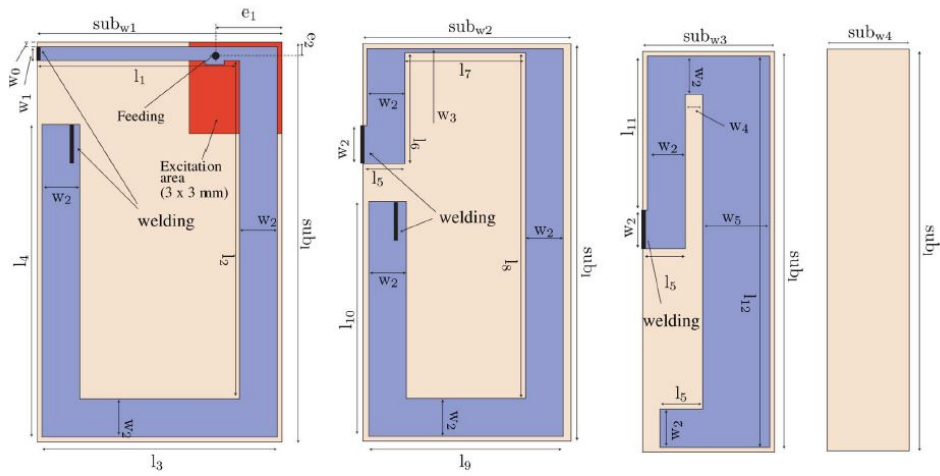


Figura C.9: Multi-layered antenna

ANEXO C. RESUMEN DE CONTENIDOS EN INGLÉS

Label	Value	Label	Value
sub _{w1}	8.000	w ₅	2.200
sub _{w2}	6.900	l ₁	6.617
sub _{w3}	4.300	l ₂	11.100
sub _{w4}	2.900	l ₃	7.700
sub _{z1}	1.905	l ₄	10.250
sub _{z2}	1.270	l ₅	1.400
sub _{z3}	1.270	l ₆	3.650
sub _{z4}	0.381	l ₇	4.000
sub ₁	13.100	l ₈	11.400
w ₁	0.450	l ₉	6.450
w ₂	1.250	l ₁₀	7.750
w ₃	0.150	l ₁₁	5.050
w ₄	0.550	l ₁₂	12.800
e _l	10.750	e ₂	0.450
s ₁	1.6	s _{2,3}	1.250
w ₀	0.150		

Tabla C.2: Multi-layered antenna dimensions

C.4. Antenna manufacturing

The compact dual-band antenna is manufactured and tested in the air. The results obtained are very similar to the simulated measurements. Since it is evaluated in the air, the reflection coefficient for both ranges of frequencies is not very low, but once the antenna is implanted inside the human body, this parameter must go below -15 dB.

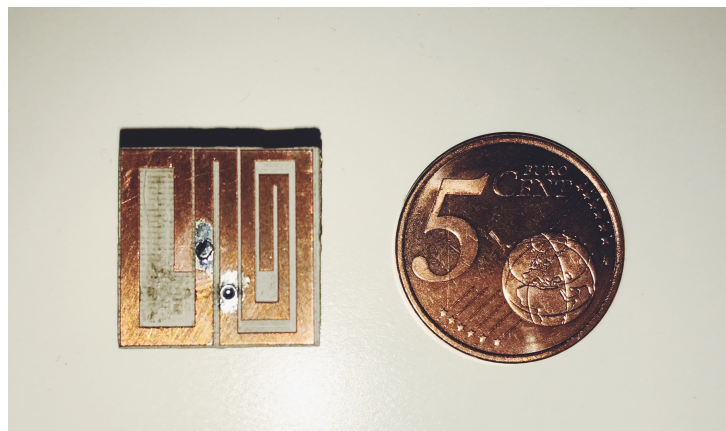


Figura C.10: Manufactured antenna

C.5. Performance evaluation and results

The characteristics of the proposed antennas and simulation results are summarized in the following table.

	<i>Microstrip</i> spiral antenna	PIFA spiral antenna	Compact antenna	Multi-layered antenna
MICS band	✓	✓	✓	✓
ISM band	-	-	✓	✓
Dimensions	40x32x8 mm ³	32x24x8 mm ³	16.5x16.5x2.54 mm ³	13.1x8x4.827 mm ³
Geometry	Spiral	Spiral	Spiral-Meander	Multi-layered
Short-circuit pin	-	✓	✓	✓
Substrate	Arlon AD 1000 $\epsilon_r = 10.2$	Arlon AD 1000 $\epsilon_r = 10.2$	Arlon AD 1000 $\epsilon_r = 10.2$	Rogers TMM 10 $\epsilon_r = 9.2$
Human body model	Skin and Three-layered	Skin and Three-layered	Skin	Head
Reflection coefficient	-26 dB	-11 dB	MICS: -40 dB ISM: -20 dB	MICS: -1 dB ISM: -11 dB
Directivity	2.5 dBi	2.9 dBi	MICS: 3.6 dBi ISM: 3.8 dBi	MICS: 2.17 dBi ISM: 3.6 dBi
Efficiency	0.1 %	0.1 %	MICS: 0.2 % ISM: 25 %	MICS: 0.02 % ISM: 3 %
Realised gain	-28 dB	-30 dB	MICS: -37 dB ISM: -2.7 dB	MICS: -47.75 dB ISM: -30 dB
SAR [W/kg]	298.61	197.64	MICS: 451.98 ISM: 256.02	MICS: 162.55 ISM: 318.71

Tabla C.3: Proposed antennas overview

It is concluded that the antenna that presents the best performance is the compact dual-band antenna. It is capable of transmitting in the two ranges of frequency, which is very interesting. Also, it meets all the specifications required and has the lowest reflection parameter in both MICS and ISM, the highest efficiency and very small dimensions.

To keep researching in the area of implantable antennas will bring advances in the fields of telecommunications as well as in bio-medicine. If engineers and doctors work together seeking new devices with brand new technology, they could save plenty of lives.

Anexo D

Fabricación de la antena

En el presente anexo se incluye la documentación que se envió a la Oficina Técnica de la Universidad Carlos III de Madrid para proceder a la fabricación de la Antena PIFA compacta doble-banda.

La metodología para proceder al envío del diseño y que pueda ser fabricado es realizado por el alumno que presenta el trabajo. A partir del archivo creado en el entorno CST Studio Suite 2018, con extensión *.cst*, se exporta de forma individual cada uno de los componentes de la antena, en los formatos requeridos por la Oficina Técnica de Universidad (*.dxf* compatible con AutoCAD y *.gbr*). Para la exportación en dos dimensiones del fichero, es necesario separar cada una de las capas de la antena y obtener el fichero en la coordenda $z = 0$ del plano de referencia con el que se trabaja.

Para la realización de los esquemas del diseño de la antena con las dimensiones detalladas, se utilizan los archivos exportados en el formato *.dxf* y se crean en el entorno de diseño AutoCAD.

A continuación, se incluye cada una de las diapositivas que se envió a la Oficina Técnica para la realización de la antena. En ellas se incluye información detallada sobre el diseño, dimensiones, materiales y explicaciones necesarias para llevar a cabo la fabricación de la antena.

ANEXO D. FABRICACIÓN DE LA ANTENA



Figura D.1: Documentación para fabricación, diapositiva 1

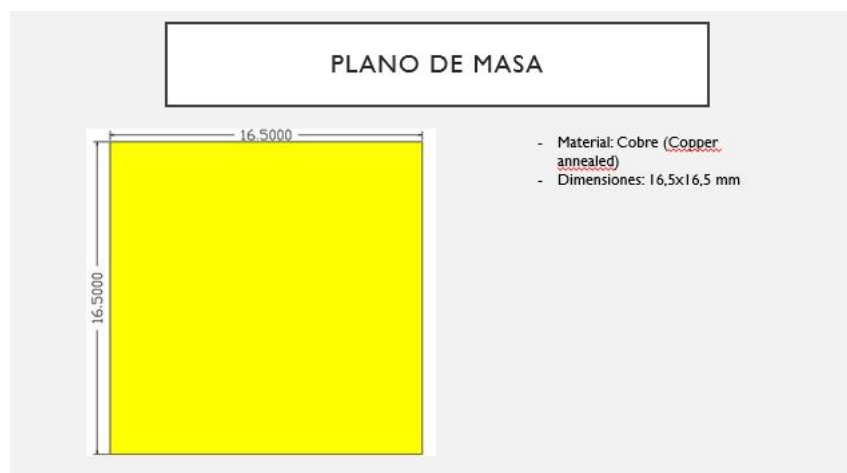


Figura D.2: Documentación para fabricación, diapositiva 2

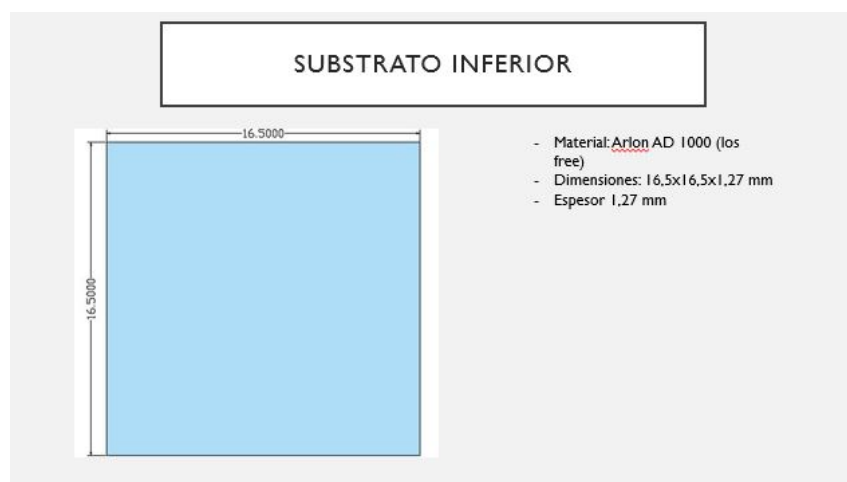


Figura D.3: Documentación para fabricación, diapositiva 3

ANEXO D. FABRICACIÓN DE LA ANTENA

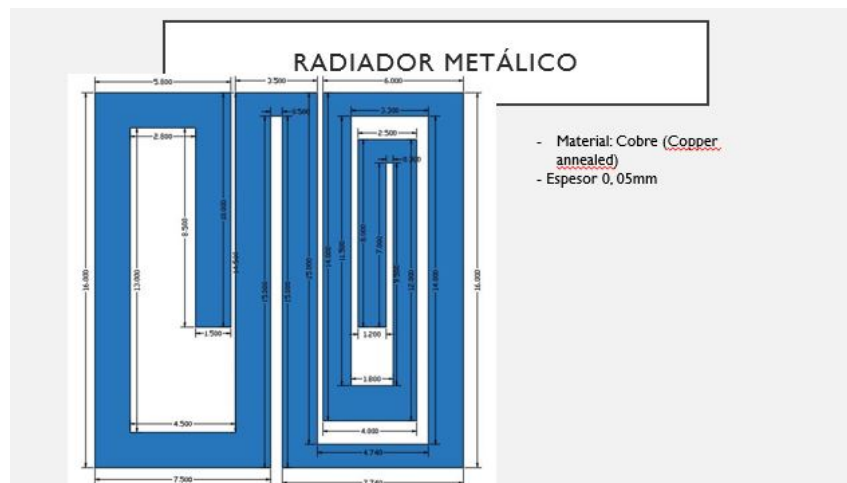


Figura D.4: Documentación para fabricación, diapositiva 4



Figura D.5: Documentación para fabricación, diapositiva 5

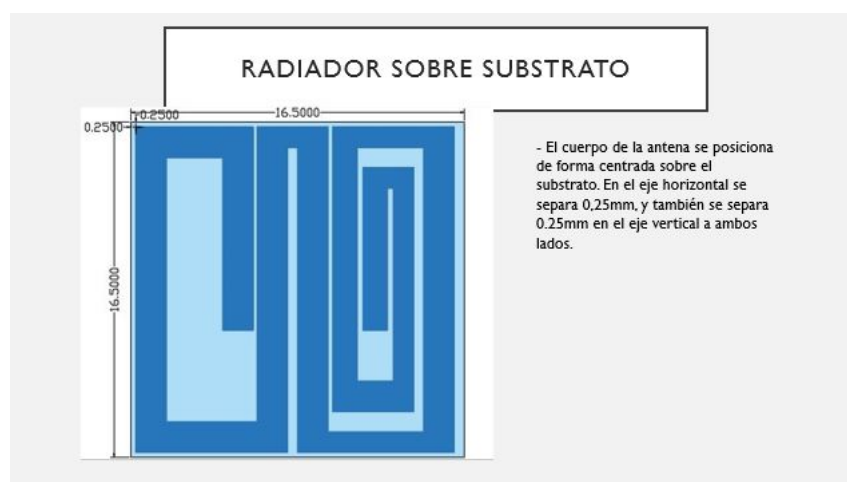


Figura D.6: Documentación para fabricación, diapositiva 6

ANEXO D. FABRICACIÓN DE LA ANTENA

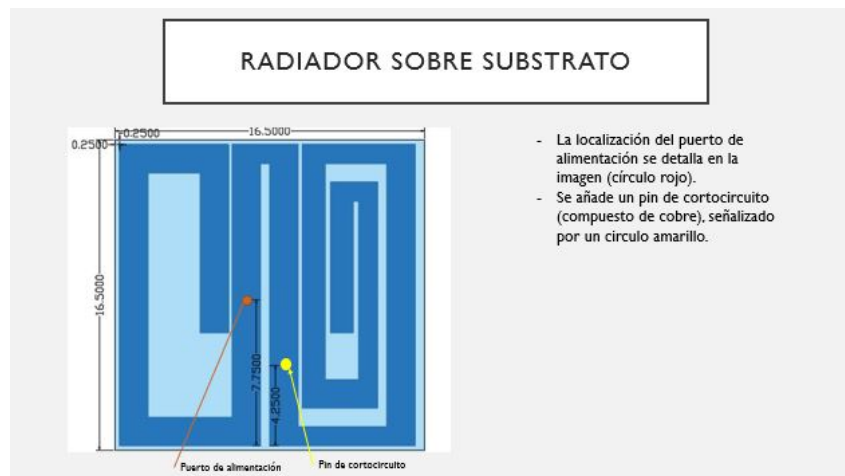


Figura D.7: Documentación para fabricación, diapositiva 7

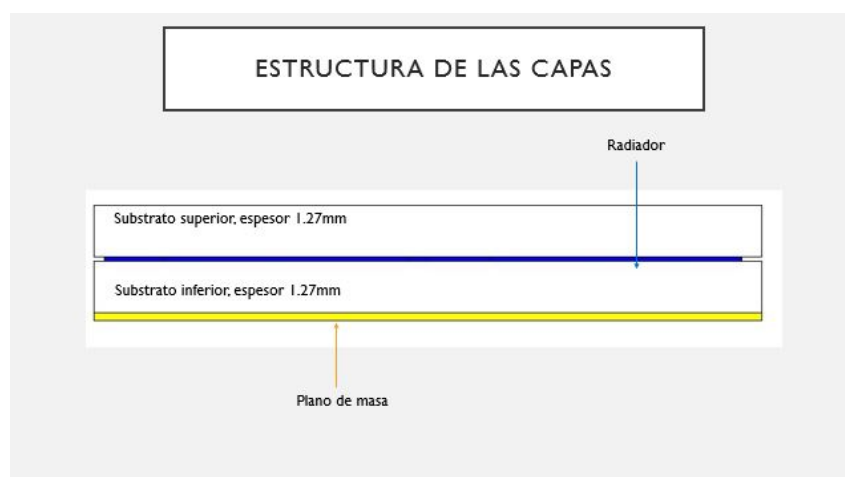


Figura D.8: Documentación para fabricación, diapositiva 8

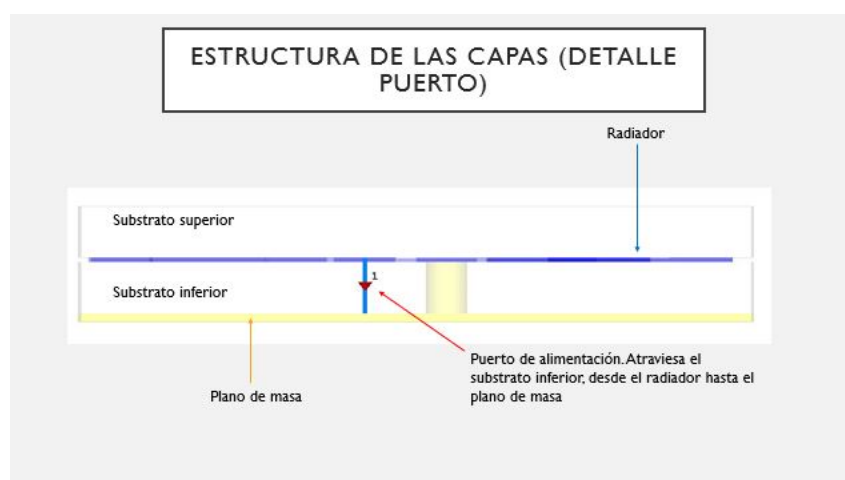


Figura D.9: Documentación para fabricación, diapositiva 9

ANEXO D. FABRICACIÓN DE LA ANTENA

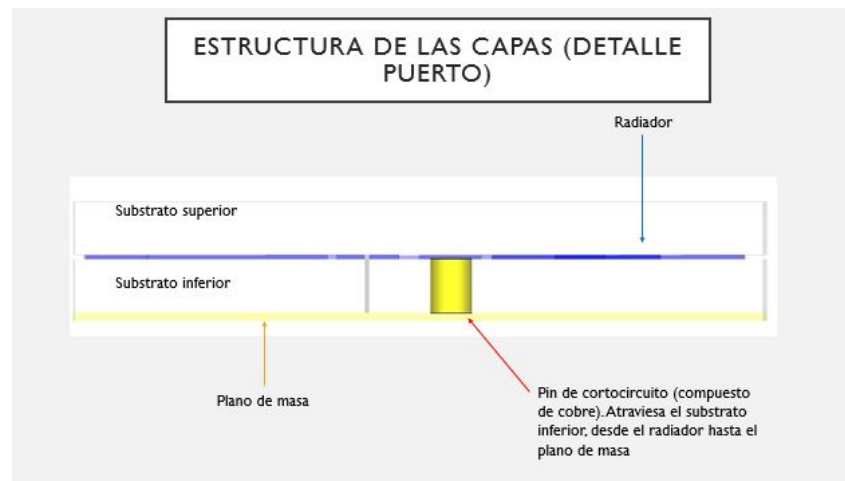


Figura D.10: Documentación para fabricación, diapositiva 10



Figura D.11: Documentación para fabricación, diapositiva 11

Bibliografía

- [1] C. A. Balanis, *Antenna theory: analysis and design*. Wiley-Interscience, 2005.
- [2] A. Osman, A. Loyo Arteaga, and A. Sozaya, “Análisis de las técnicas aplicadas a la antena plana en forma de f invertida para adaptar y/o mejorar su operacion en los teléfonos celulares de ultima generacion,” *Revista INGENIERÍA UC*, vol. 19, no. 3, 2012.
- [3] A. J. Johansson, “Wireless communication with medical implants: antennas and propagation,” 2004.
- [4] P. P. B. Nicolás Barabino Espinosa, Stefano Ghiardo Fantin, “Rf implantable.” <https://iie.fing.edu.uy/publicaciones/2008/BGP08/BGP08.pdf>, 2008. Accedido 25-08-2018.
- [5] P. S. Hall and Y. Hao, “Antennas and propagation for body centric communications,” in *2006 First European Conference on Antennas and Propagation*, pp. 1–7, Nov 2006.
- [6] “Ingestible bacteria on a chip could help diagnose disease.” <http://news.mit.edu/2018/ingestible-bacteria-on-a-chip-help-diagnose-disease-0524>. Accedido 18/09/2018.
- [7] C. Liu, Y.-X. Guo, and S. Xiao, “Compact dual-band antenna for implantable devices,” *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 11, pp. 1508–1511, 2012.
- [8] F. Merli, L. Bolomey, J.-F. Zürcher, G. Corradini, E. Meurville, and A. K. Skriver-vik, “Design, realization and measurements of a miniature antenna for implantable wireless communication systems,” *IEEE Transactions on Antennas and propagation*, vol. 59, no. 10, pp. 3544–3555, 2011.
- [9] T. Karacolak, A. Z. Hood, and E. Topsakal, “Design of a dual-band implantable antenna and development of skin mimicking gels for continuous glucose monitoring,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 56, no. 4, pp. 1001–1008, 2008.
- [10] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, “Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations,” *IEEE Transactions on microwave theory and techniques*, vol. 52, no. 8, pp. 1934–1943, 2004.

BIBLIOGRAFÍA

- [11] “Top 10 hospital c-suite 2017 watch list.” https://www.ecri.org/Resources/Whitepapers_and_reports/2017_Top_10_Hospital_C-Suite_Watch_List.pdf. Accedido 21-08-2018.
- [12] IEEE, “Ieee standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 khz to 300 ghz,” *IEEE Std C95.1, 1999 Edition*, pp. 1–83, April 1999.
- [13] Y. Hao, A. Alomainy, P. Hall, Y. Nechayev, C. Parini, and C. Constantinou, “Antennas and propagation for body centric wireless communications,” in *Wireless Communications and Applied Computational Electromagnetics, 2005. IEEE/ACES International Conference on*, pp. 586–589, IEEE, 2005.
- [14] A. Johansson, *Wireless Communication with Medical Implants: Antennas and Propagation*. PhD thesis, Department of Electrical and Information Technology, 2004.
- [15] K. Ito and N. Haga, “Wearable antennas for body-centric wireless communications,” in *2010 International Conference on Applications of Electromagnetism and Student Innovation Competition Awards (AEM2C)*, pp. 129–133, Aug 2010.
- [16] C. Sánchez-Fernández, O. Quevedo-Teruel, J. Requena-Carrión, L. Inclán-Sánchez, and E. Rajo-Iglesias, “Dual-band microstrip patch antenna based on short-circuited ring and spiral resonators for implantable medical devices,” *IET microwaves, antennas & propagation*, vol. 4, no. 8, pp. 1048–1055, 2010.
- [17] “Massachusetts institute of technology.” <http://www.mit.edu/>. Accedido 18/09/2018.
- [18] “Mit - in-vivo networking: Powering and communicating with tiny battery-free devices inside the body.” <https://www.media.mit.edu/projects/ivn-in-vivo-networking/overview/>. Accedido 18/09/2018.
- [19] Y. Ma, Z. Luo, C. Steiger, G. Traverso, and F. Adib, “Enabling deep-tissue networking for miniature medical devices,” in *Proceedings of the 2018 Conference of the ACM Special Interest Group on Data Communication*, pp. 417–431, ACM, 2018.
- [20] “Mit - in-vivo networking: Powering and communicating with tiny battery-free devices inside the body.” <https://www.muyinteresante.es/tecnologia/articulo/inventan-un-sistema-inalambrico-para-controlar-dispositivos-dentro-del-cuerpo>. Accedido 18/09/2018.
- [21] “Medtronic: Líder mundial en tecnología, servicios y soluciones médicas.” <http://www.medtronic.com/es-es/index.html>. Accedido 18/09/2018.
- [22] “Micra transcatheter pacing system mclvr01 data sheet.” <https://www.medtronic.com/content/dam/medtronic-com/products/cardiac-rhythm/pacemakers/micra-pacing-system/documents/2016-04-micra-specification-sheet.pdf>. Accedido 18/09/2018.

BIBLIOGRAFÍA

- [23] “World’s smallest pacemaker, medtronic micra tps, wins top european innovation award for 2015.” <http://newsroom.medtronic.com/phoenix.zhtml?c=251324&p=irol-newsArticle&ID=2062132>. Accedido 18/09/2018.
- [24] C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at rf and microwave frequencies.” tech. rep., KING’S COLL LONDON (UNITED KINGDOM) DEPT OF PHYSICS, 1996.
- [25] “Autocad.” <https://www.autodesk.es/products/autocad/overview>. Accedido 21/09/2018.
- [26] “Ad1000 data sheet.” <https://www.rogerscorp.com/documents/3269/acs/AD1000-Data-Sheet.pdf>. Accedido 30/08/2018.
- [27] “Rogers tmm 10 data sheet.” <https://www.rogerscorp.com/documents/728/acs/TMM-Thermoset-Laminate-Data-Sheet-TMM3-TMM4-TMM6-TMM10-TMM10i-TMM13i.pdf>. Accedido 03/09/2018.
- [28] “Cst studio suite 2018.” <https://www.cst.com/2018>. Accedido 20/08/2018.
- [29] I. S. C. C. 34, “Ieee recommended practice for determining the peak spatial-average specific absorption rate (sar) in the human head from wireless communications devices: Measurement techniques,” Institute of Electrical and Electronic Engineers, 2003.
- [30] “Matlab.” <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>. Accedido 21/09/2018.
- [31] “Orden etu/416/2018, de 20 de abril, por la que se aprueba el cuadro nacional de atribución de frecuencias,” abril 2018.
- [32] “Resolución de 8 de julio de 2013, de la secretaría de estado de telecomunicaciones y para la sociedad de la información, por la que se publican los requisitos técnicos de las interfaces radioeléctricas reglamentadas ir-3, ir-161 e ir-211 a ir-215 para dispositivos radioeléctricos de corto alcance y baja potencia destinados a ser utilizados como implantes médicos,” julio 2013.
- [33] “Active implantable medical devices - part 1: General requirements for safety, marking and information to be provided by the manufacturer,” agosto 1998.
- [34] “Active implantable medical devices - part 2-1: Particular requirements for active implantable medical devices intended to treat bradyarrhythmia (cardiac pacemakers),” julio 2004.
- [35] “Active implantable medical devices - part 2-2: Particular requirements for active implantable medical devices intended to treat tachyarrhythmia (includes implantable defibrillators),” noviembre 2008.
- [36] “Active implantable medical devices - part 2-3: Particular requirements for cochlear and auditory brainstem implant systems,” enero 2011.

BIBLIOGRAFÍA

- [37] “Medical device software - software life-cycle processes,” noviembre 2008.
- [38] “Medical devices - application of risk management to medical devices,” agosto 2012.
- [39] “Commission communication in the framework of the implementation of council directive 90/385/ eec on the approximation of the laws of the member states relating to active implantable medical devices,” junio 1990.
- [40] “Council directive 90/385/eec of 20 june 1990 on the approximation of the laws of the member states relating to active implantable medical devices.”
- [41] “Real decreto 1591/2009, de 16 de octubre, por el que se regulan los productos sanitarios,” noviembre 2009.
- [42] “Real decreto 1616/2009, de 26 de octubre, que regula los productos sanitarios implantables activos,” noviembre 2009.
- [43] “Real decreto 1090/2015, de 4 de diciembre, por el que se regulan los ensayos clínicos con medicamentos, los comités de ética de la investigación con medicamentos y el registro español de estudios clínicos,” diciembre 2015.
- [44] “Orden sco/3603/2003, de 18 de diciembre, por la que se crean los registros nacionales de implantes,” diciembre 2003.
- [45] “Reglamento (ue) 2017/745 del parlamento europeo y del consejo, de 5 de abril de 2017, sobre los productos sanitarios,” mayo 2017.
- [46] “Reglamento de ejecución (ue) 2017/2185 de la comisión, de 23 de noviembre de 2017, relativo a lista de los códigos y los correspondientes tipos de productos para especificar el alcance de la designación de los organismos notificados en el ámbito de los productos sanitarios, y de los productos sanitarios para diagnóstico in vitro,” noviembre 2017.
- [47] “Ley 11/1986, de 20 de marzo, de patentes,” marzo 1986.
- [48] “La aportación de las empresas de tecnología sanitaria a la sostenibilidad del sistema sanitario español.” http://panelfenin.es/uploads/fenin/documento_estudios/pdf_documento_14.pdf. Accedido 20-08-2018.
- [49] “Estudio del sector de tecnología sanitaria y equipamiento hospitalario en españa.” http://panelfenin.es/uploads/fenin/documento_estudios/pdf_documento_15.pdf. Accedido 20-08-2018.

